

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Komparace změn tlaku v běžecké obuvi rozdílného dropu

Diplomová práce

The comparison of pressure changes in the running shoes of different drop

Vedoucí diplomové práce:

PhDr. Aleš Kaplan, Ph.D.

Odborný konzultant:

Mgr. Aleš Tvrzník

Zpracoval:

Martin Procházka

Praha, duben 2015

Abstrakt

Název diplomové práce:

Komparace změn tlaku v běžecké obuvi rozdílného dropu

Zpracoval: Martin Procházka

Vedoucí diplomové práce: PhDr. Aleš Kaplan, Ph.D.

Odborný konzultant: Mgr. Aleš Tvrzník

Cíle práce:

Hlavním cílem této práce bylo sledování změn tlaků působících na chodidlo při oporové fázi s různými proměnnými. Vnější podmínky, které byly při běhu na pásu měněny, byly rychlost běhu (10, 12, 14 a 16 km/h), techniky běhu (přes patu a přes špičku) a hlavní téma práce, tedy běžecká obuv různého dropu (10, 5, 0 mm). Aktuální tlaky na chodidle byly získávány díky speciálním vložkám Pedar – X a dále zpracovávány v softwaru německé značky Novel. Sekundárními cíli bylo intraindividuální a interindividuální srovnání probandů s větším důrazem na intraindividuální složku z důvodu různorodosti techniky každého probanda. Jedním z cílů práce byla i možnost následné zpětné vazby a tréninkových doporučení těmto běžcům na základě získaných hodnot.

Metodika práce:

Probandi byli testováni na běžeckém pásu HP KOSMOS na specializovaném pracovišti CASRI. V každém úseku byl stanoven vzorek měření 100 kroků pravou a 100 kroků levou nohou. K získání tohoto počtu otisků jsme nechali probanda běžet vždy 90 vteřin v dané rychlosti a technice. Otisky při běhu byly snímány pomocí speciálních vložek Pedar – X, ze kterých se data ihned přenáší do počítače. Získané vzorky byly v softwaru Novel následně ořezány a zpracovány k získání výsledných reportů v podobě otisků, grafů a hodnotových tabulek z daného měřeného úseku. Při zpracování výsledků

jsme se především zaměřili na tyto ukazatele: maximální hodnoty tlaku, celkové zatížení plochy, délka kontaktu chodidla s podložkou a křivka centra tlaku.

Výsledky práce:

Při běhu přes patu dochází v oblasti přední části chodidla ke zvýšení tlaku vždy se snižujícím se dropem. Při běhu přes přední část chodidla tento fakt neplatí. Technika běhu přes patu se projevuje menšími hodnotami maxima tlaku v oblasti přední části chodidla než technika běhu přes přední část chodidla. Se zvyšující se rychlostí dochází k zatížení větší plochy chodidla. Změna proměnných při měření vyvolává u probandů různé specializace a výkonnosti rozdílné reakce. Se zvyšující se rychlostí dochází k nárůstu hodnot maxima tlaku v botě a to i v oblasti paty i v oblasti přední části chodidla.

Klíčová slova:

běžecská příprava, technika běhu, Pedar – X, komparace

Abstract:

Title:

The Comparison of pressure changes in the running shoes of different drop

Student: Martin Procházka

Supervisor: PhDr. Aleš Kaplan, Ph.D.

Consulting: Mgr. Aleš Tvrzník

Thesis' objectives:

The main objective of this thesis was to monitor changes in pressures acting on the foot in stand phase with different variables. There were some external conditions that were changed, the running speed (10, 12, 14 and 16 km/h), running technique (heelstrike and forefoot strike) and the main theme of the work, running shoes of different drop (10, 5, 0 mm). Current pressures on the foot were obtained through special inserts Pedar - X and further processed into the software of the German brand Novel. Secondary objective was to intra- and inter-compare probands with greater emphasis on intra-individual component because of the diversity of technique of each proband. One of the aims of this work was the possibility of subsequent feedback and training recommendations for these runners based on the obtained values.

Thesis methodology:

Probands were tested on a treadmill HP KOSMOS specialized laboratory CASRI. In each section of the sample was determined by measuring the 100 steps to the right and 100 steps to the left foot. It means approximately 90 seconds of running in one speed and technique. The prints were scanned at runtime using special inserts Pedar - X, from which the data was immediately transferred to the computer. The samples were then organised in the Novel software and processed to obtain the final report in the form of prints, graphs and tables of values of the measured section. When processing the results we have mainly focused on the following indicators: maximum pressure, contact area, contact time and the curve of pressure centre.

Results:

The pressure in the forefoot increases always in the heelstrike running with decreasing drop of the shoe. When running forefoot strike, this fact does not apply. Heelstrike running technique express themselves with smaller pressure maximums (pressure peaks) than the forefoot strike does. The contact area grows in size with higher speed. Every proband react differently on changing variables through the measurement, probably due to their different specialization and different level of physical condition. The pressure maximum in shoe is increasing with higher speed, it applies for the heel area and forefoot area.

Key words:

running preparation, running technique, Pedar - X, comparison

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně za pomoci literární rešerše.

V Praze dne 8. 4. 2015

Martin Procházka

v. r.

Poděkování:

Rád bych touto cestou poděkoval PhDr. Aleši Kaplanovi, Ph.D. za odborné vedení práce.

Dále bych chtěl poděkovat Mgr. Aleši Tvrzníkovi a jeho kolegům za pomoc při získávání dat na Vědeckém a servisním pracovišti tělesné výchovy a sportu v Praze, za následné konzultace a odborné rady při zpracování výzkumné části této práce. Stejně tak patří toto poděkování i zúčastněným probandům za dobrovolnou spoluúčasť při této pilotáži a za souhlas se zpracováním a uvedením jejich dat v této práci.

Žádám, aby při zpracování tohoto textu byla citována diplomová práce v souladu s pravidlem o citování textu.

Příjmení, jméno	Číslo OP	Adresa	Poznámka

Obsah

1. Úvod	11
2. Teoretická východiska	13
2.1 Obecné zákonitosti běhu	13
2.1.1 Biomechanika běhu	13
2.1.2 Biomechanika a anatomie dokroku	14
2.1.3 Svalový systém a anatomie při běhu	17
2.2 Zdravotní aspekty běhu	22
2.3 Obecná technika běhu	24
2.3.1 Běh přes patu	29
2.3.2 Běh přes přední část chodidla	30
2.3.3 Běh přes špičku, barefoot running	31
2.3 Aktuální trendy v běhání	32
2.4 Aktuální přehled obuvi k technikám běhu	34
3. Výzkumná část	38
3.1 Cíle a úkoly práce	38
3.2 Problémové body práce	39
3.3 Výzkumné otázky	39
3.4 Charakteristika souboru	39
3.5 Charakteristika běžecké obuvi	40
3.6 Metodika práce	42
4. Výsledková část	46
4.1 Intraindividuální komparace probandů	46
4.1.1 Proband č.1 (J.M.)	47

4.1.2 Proband č. 2 (M.T.)	51
4.1.3 Proband č. 3 (D.M.).....	55
4.2 Interindividuální komparace	60
4.2.1 Komparace hodnot dle dropu obuvi	60
4.2.2 Komparace hodnot dle techniky běhu	62
4.2.3 Komparace hodnot dle rychlosti běhu	65
5. Diskuze	67
6. Závěr	71
7. Literatura.....	73
7.1 Knižní publikace	73
7.2 Internetové zdroje.....	75
7.3 Internetové adresy	76

1. Úvod

Moje první přednáška na Fakultě tělesné výchovy a sportu v oboru trenérství začala slovy pana profesora Dylevského: „*Člověk byl stvořen k chůzi a lehkému klusu v lesostepní krajině a k lehu na pravém či levém boku. Všechno ostatní jsou pohyby uměle vytvořené člověkem.*“ Chtěl jsem si na konci svého studia toto tvrzení ověřit. Ověřit, zda je v dnešní době běh stále ještě přirozeným pohybem, který tělu více prospívá, než mu škodí.

Běh tedy společně s chůzí patří mezi nejzákladnější způsoby lokomoce člověka. V posledních desetiletích získávají tyto pohyby významnější funkci spíše ve sportovní činnosti, ale dříve při absenci jízdních kol, automobilů a jiných dnešních dopravních prostředků sloužil ke každodenní potřebě transportu z jednoho místa na druhé. V moderní civilizaci, kdy se tato funkce transportu přesouvá spíše do prostředků městské hromadné dopravy a vlastních dvou či čtyřstopých vozidel ale neztrácí běh na významu. Právě naopak. V posledních letech prožívá běh všech výkonnostních úrovní velký nárůst na popularitě. V České republice je tento běžecký rozmach vidět nejvíce na kategorii příležitostných běžců, tzv. „hobíků“. Rok od roku se postupně zvyšují počty účastníků na běžeckých závodech různých délek od několika kilometrů až po maratony, přičemž nejoblíbenější vzdáleností jsou pravděpodobně závody na 10 kilometrů. Běh se zkrátka a jednoduše stal doslova masovou záležitostí a proto je vhodné mu věnovat pozornost v co nejvíce ohledech.

Každý jednotlivec má k tomuto pohybu vlastní stimul, někomu slouží běhání k udržení či zvýšení kondice, někdo běhá ze zdravotních důvodů, někdo z estetických důvodů, někdo se chce při běhu hlavně socializovat, někdo ukrajuje vteřiny ze svých osobních rekordů a pouze vrcholek ledovce profesionálních běžců má tuto činnost jako zdroj obživy.

V dalších kapitolách bude z několika pohledů popisován výhradně běh na delší vzdálenosti. Má sice některé společné znaky s krátkými běhy – sprinty, ale je mezi nimi i mnoho rozdílného. Jsou to například technika běhu, způsob čerpání a dodávání energie do svalů, somatotypy běžců a v neposlední řadě i druh použité obuvi. O prvním a

posledním bodu jsem se rozhodl vytvořit tuto práci. K napsání této práce mě totiž dovedla vlastní běžecká – atletická činnost ve sportovním klubu zároveň s oslovením značkou Salming ke spolupráci na prezentaci a propagaci jejich kolekce běžecké obuvi. Získáváním informací o daném běžeckém konceptu značky jsem totiž dospěl k názoru, že těch několik let, které trávím mimo jiné ať závodním či rekreačním během, jsem používal většinou ne zrovna adekvátní běžecké obutí s ohledem na mé požadavky a styl běhu. Zároveň pak při pozorování svých tréninkových kolegů jsem zjistil, že podobně jsou na tom i oni. Většina sportovců vybírá obuv „pouze“ podle toho, jak jim sedí samotná bota na chodidle, ale už neberou ohled na to, jakým způsobem hodlají v dané botě běhat.

V dnešní době, kdy se na trhu objevuje nepřehledné množství obuvi různých značek, druhů, materiálů, designů je vhodné rozdělit si je dle určitého hlediska do jasné struktury, která by měla pomoci při výběru vhodného obutí k individuálním požadavkům ať závodního, či rekreačního běžce. Vzhledem k velikosti trhu běžeckého vybavení, respektive obuvi, není možné v jedné práci tohoto rozsahu porovnávat boty všech druhů. Rozhodujícím parametrem pro komparaci běžeckých bot v této práci je tzv. drop (rozdíl mezi výškou podešve v její patní části a v přední části nohy). Cílem této diplomové práce tedy je sledování změn tlaků na chodidle při změně obuvi s rozdílným sklonem podrážky a techniky běhu z hlediska dokroku. Hledáme nejvíce zatěžovaná místa a jejich změny s ohledem na tlumení obuvi a zároveň sledujeme oblast paty a přední části chodidla a jejich zatížení v závislosti na technice dopadu a velikostí sklonu podrážky pod inkriminovanou oblastí. Vzhledem k rozsahu práce je nutné brát výzkum spíše jako pilotáž do dané problematiky a námět pro další zkoumání na širším vzorku probandů.

Osobně jsem dlouhá léta běhal v normálních „stabilních botách“ přes špičku a paradoxně až s příchodem do atletického oddílu, jsem se „naučil běhat“ přes patu. Tuto techniku jsem ale vždy používal pouze na regenerační klus, kdy potřebuji ulevit lýtkovým svalům. Svoji dlouholetou techniku přes přední část chodidla jsem nezměnil, vyměnil jsem ale obuv s dropem okolo 10 - 12 mm za minimalistickou se sklonem 5 mm. Tento krok považuji za nejlepší možný, co jsem pro své nohy mohl udělat.

2. Teoretická východiska

2.1 Obecné zákonitosti běhu

Každá lidská činnost má svoje obecné zákonitosti, předpoklady a podmínky, za kterých se dané pohybové struktury vykonávají či provozují. Nejinak jsou tomu i všechny sportovní, atletické činnosti. Je jedno, zda se jedná sportovní hru s variabilními pohybovými vzorci, technickou disciplínu s jednorázovým výkonem či cyklický pohyb tolik typický u vytrvalostních sportů. U všech činností můžeme pohyb rozdělit na jednotlivé fáze. Proniknout do struktury pohybu můžeme například z pohledu zapojení svalových skupin, z pohledu biomechanického provedení či rozdělením do jednotlivých fází a jejich konkrétnějším zkoumáním.

2.1.1 Biomechanika běhu

Stejně jako při horolezectví, kdy má mít člověk tři opěrné body při výstupu či sestupu, by bylo ideální, kdyby měl tolik možných bodů opory i při chůzi či běhu. Zvířata se tímto způsobem opravdu většinou pohybují, minimálně při nízkých rychlostech „chůze“ mají tři statické body rovnováhy a čtvrtá končetina se pohybuje vpřed. Člověk ale k této rovnováze příležitost při vzpřímené chůzi nemá a proto zde hovoříme o tzv. dynamické rovnováze bipedální lokomoce, při které je kladen větší požadavek na řízení nervosvalového systému.

Běh je charakterizován jako cyklický pohyb, který se tréninkem zdokonaluje a při kterém převažuje švihový způsob běhu (Moravec in Vindušková, 2003). Jde o pohybový projev, kdy se jedinec střídavě dotýká a odráží z povrchu dolními končetinami. To je společný rys se strukturou pohybu sportovní chůze. Rozdílný prvek je ale ve střídání jednooporové a letové fáze, přičemž při provedení chůze (i jejího sportovního provedení) se střídá jednooporová fáze s fází dvouoporovou. Střídání těchto fází opory má vliv na polohu těžiště. Nejvyšší bod těžiště je v kulminačním bodě letové fáze běhu a nejnižší v momentě vertikály v oporové fázi. Rozsah těchto dvou bodů při běhu bývá dle Luži (1995) či Pruknera a Machové (2011) mezi šesti a osmi centimetry. Běžec se snaží o co nejnižší výkyvy v pohybu těžiště za současného udržení vhodného rozsahu pohybu dolních končetin a zachování ideální délky kroku v závislosti na dané

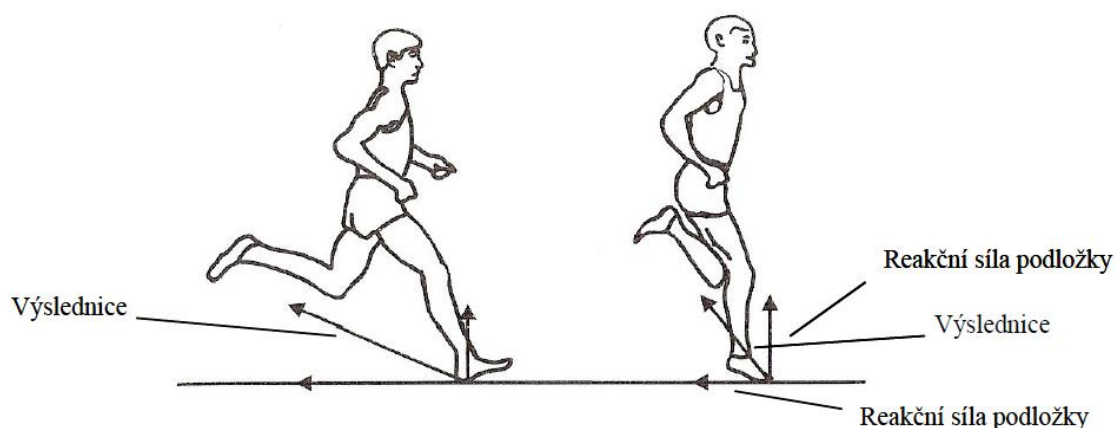
technice a anatomických předpokladech daného jedince. Kučera a Truksa (2000) dokonce uvádějí, že nadbytečné zvýšení těžiště v letové, tedy bezoporové, fázi běhu o 1 cm při běhu na 5000 m, odpovídá vynaložené práci výstupu běžce přibližně do pátého patra. Z této informace je patrné, že každý centimetr má velký vliv na celkový předvedený výkon. Oproti tomu příliš nízká poloha těžiště v letové fázi nedovolí běžci běžet adekvátní délkou kroku a nutí k provedení frekvenčnějšího způsobu běhu, blížící se v extrémním případě sportovní chůzi, při které se těžiště pohybuje ve vertikálním směru podstatně méně.

2.1.2 Biomechanika a anatomie dokroku

Před samotným detailním nahlédnutím na běžecký dokrok, je třeba rozlišit způsoby prvního kontaktu s podložkou dle techniky, která je popsána dále ve vlastní kapitole. Porovnáváme zde dva způsoby dopadu chodidla na povrch. V tomto ohledu totiž v literatuře nastává lehký paradox, neboť co se týče ideální a efektivní běžecké techniky, je většinou popisován způsob s došlapem na přední část chodidla. Co se ale týče kinogramů a jednotlivých obrázků týkajících se dokroku, většina z nich je získávána při dopadu chodidla přes patu (tzv. „heelstrike“). Porovnání daných momentů dokroku z hlediska biomechaniky ukazuje například Neumann a Hottenrott (2002).

Obrázek 1

Síly působící na chodidlo běžce v okamžiku dokroku při technice běhu přes přední část chodidla a přes patu (Neumann, Hottenrott, 2002)



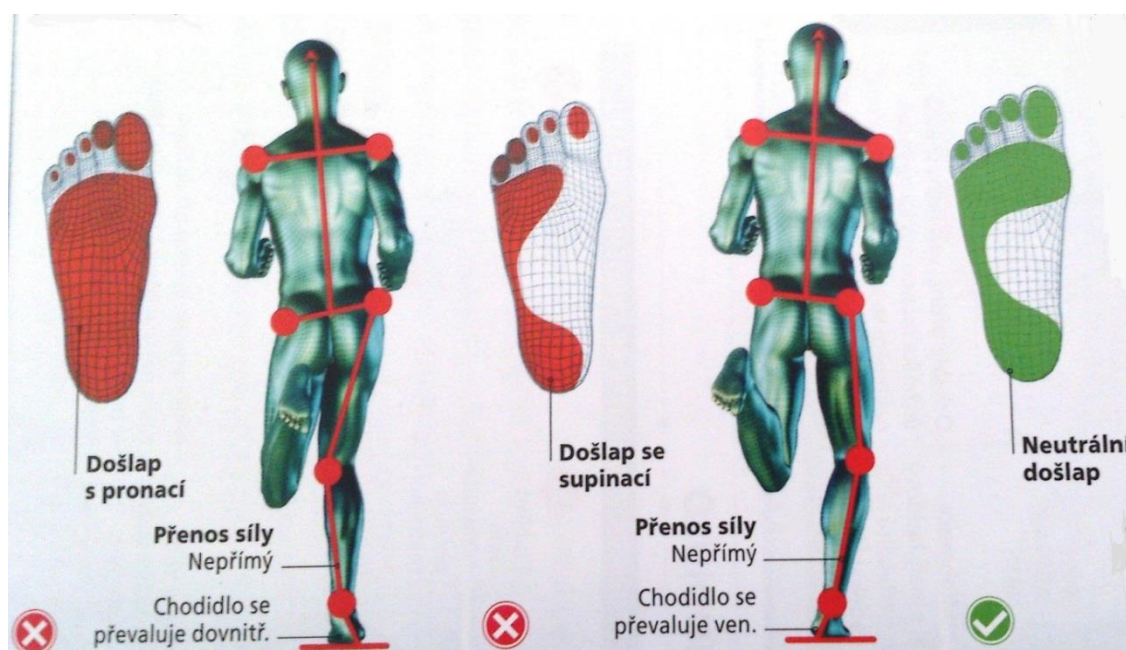
Dle obrázku 1 je zřejmé, že při běhu přes přední část chodidla zpravidla dochází ke zkrácení délky běžeckého kroku. Při dopadu přes patu působí mnohem větší ztráty

dopředné rychlosti a energie, neboť běžec přichází do kontaktu s povrchem daleko před těžištěm. Zatímco při běhu přes přední část chodidla přichází první kontakt s povrchem mnohem blíže svislici spuštěné z těžiště a proto dochází k menším ztrátám hybnosti a zpravidla také menším výkyvům ve vertikální poloze těžiště.

Při technice dopadu přes patu rozlišujeme z hlediska biomechaniky tři různé typy běžců. Jsou to běžci s pronáčným, neutrálním a supinačním došlapem. K danému typu došlapu odpovídá i tvar dolních končetin.

Obrázek 2

Došlap a tvar dolních končetin (Běh a Maraton, 2014)



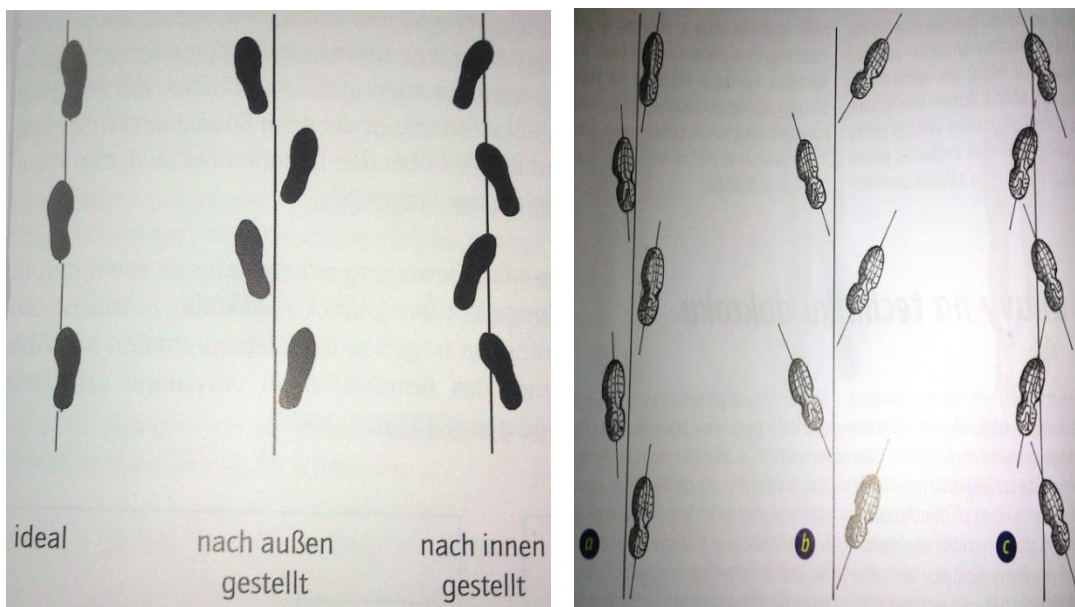
Na obrázku vlevo je znázorněn došlap s chodidlem s pronací společně s valgózním držením dolních končetin, prostřední obrázek ukazuje opačný extrém – došlap se supinací s varózním držením dolních končetin a obrázek vpravo je otisk nohy s neutrálním, správným došlapem. Normální postavení kloubů dolních končetin popisují Tvrzník a Soumar (2012) jako stav, kdy spojnice hlavičky kyčelního kloubu a středu dolní části kosti holenní prochází i středem kolenního kloubu. Valgozitu popisuje Srdečný (1982) jako vbočení kolenních kloubů, respektive jejich uchýlení od dlouhé osy končetiny ke střední čáře. Varozitu definuje jako vybočení, tedy uchýlení kolenních kloubů od dlouhé osy končetiny zevně. Lidově řečeno došlap s pronací, tedy s celým otiskem chodidla, mají nejčastěji běžci, kteří mají dolní končetiny ve tvaru písmene X.

Ti, kterým při stoji, chůzi a běhu směřují kolen ven a mají dolní končetiny ve tvaru písmene O, našlapují na vnější stranu chodidla, tudíž se supinačním došlapem. Tato zdravotní oslabení či odchylky od ideálního postavení chodidel i dolních končetin by se při běhu přes patu mělo kompenzovat adekvátní obuví s vhodnou podporou nebo vhodnými na míru vytvořenými ortopedickými vložkami, jak uvádí například Tvrzník, Soumar (2004). Více informací o běžecké obuvi dále v samostatné kapitole.

Při samotné fázi dokroku je třeba zmínit ještě postavení chodidla a jeho případné úhlové odchylky vůči směru pohybu. Neumann a Hotternrott (2002) popisují jako ideální otisk stopy chodidla přímo ve směru pohybu. Tvrzník s Gerychem (2014) oproti tomu považují za ideální směr chodidla při došlapu se špičkami mírně vně (viz obrázek 4 stopa a). Tvrzník a Soumar (1999) navíc tvrdí, že nepovažují za správné „modelkovské předsouvání“ jedné nohy před druhou, které je vidět na obrázku 3 popsaném Hottenrottem a Neumannem jako ideální způsob.

Obrázky 3 a 4

Postavení chodidel při běhu (Neumann, Hottenrott, 2002) a (Tvrzník, Gerych, 2014).



Tvrzník se Soumarem (2012) k činnosti nohou při běhu ještě dodávají, že při každém dopadu na zem dochází k prodloužení daného chodidla. Tento fakt se objevuje pravděpodobně z důvodu funkce vazů a kleneb, přirozených tlumičů v chodidle. Píše však, že ne všem běžcům se chodidlo zvětšuje stejně, respektive platí zde to samé co u

techniky běhu, že každý člověk je individuální. Obecné doporučení o koupi bot minimálně o půl čísla větší je tedy z důvodu pracování těchto tlumičů při dopadu na zem a ne z „otékání“ chodidel při běhu, jak říká většina laických prodáváčů běžeckých bot.

2.1.3 Svalový systém a anatomie při běhu

Je zřejmé, že většinu příčin pohybů potřebných k běhu je vykonáváno svalovým systémem lidského těla. V podkapitole věnované obecné technice běhu jsou zmíněny i další „přídavné motory“, které se využívají při běžecké lokomoci. V této kapitole věnované svalovému systému dolních končetin bude nastíněno, jakým způsobem a jaké svaly při běhu pracují.

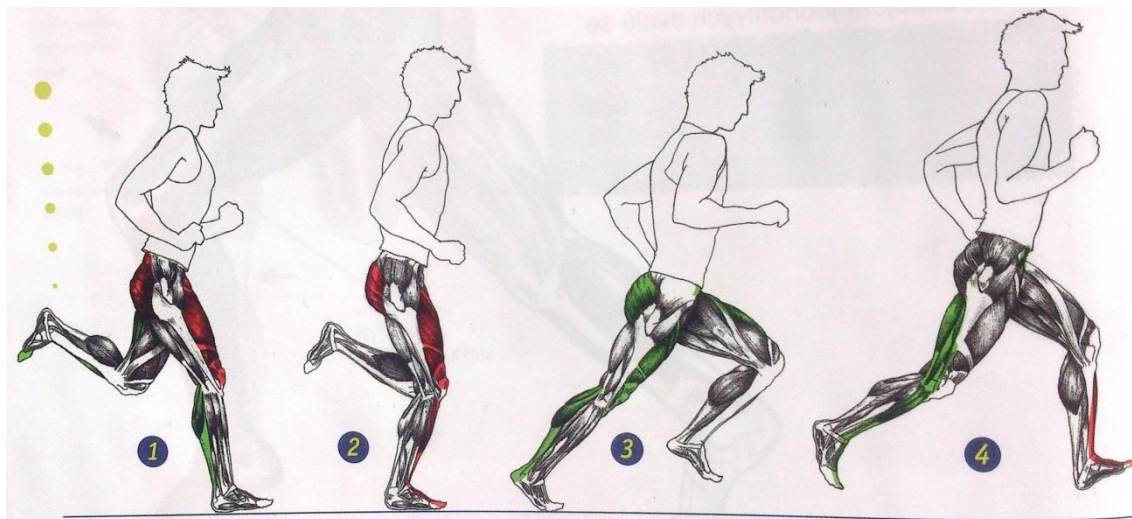
Technika běhu, stejně tak jako jakýkoliv jiný pohyb při jiných sportovních činnostech, by měla být co nejvíce uvolněná. V opačném případě dochází k nadbytečné tenzi ve svaích a souhybům, které jsou buď rychlostně, nebo energeticky nevýhodné. To znamená, že se snažíme zapojovat jen ty svaly, které jsou k provedení dané fáze pohybu opravdu potřebné a ostatní svaly mohou odpočívat, aby vykonávaly zase svoji funkci přesně a s maximální efektivitou.

Bernaciková (2015) zmiňuje na webu Fakulty sportovních studií jako agonisty běžecké lokomoce ve švihové fázi svaly m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. pectineus a m. tibialis anterior. Autorka zde pojmenovává fáze běhu, o kterých je napsáno více v samostatné kapitole, odlišně než většina ostatních autorů. Analogie je v tomto případě ale zřejmá. Fázi letu, tedy fázi, kdy chodidlo není v kontaktu s podložkou, odpovídá fáze švihová a fáze stojná je v této práci a dalšími autory popisována častěji jako fáze oporová. Při fázi oporové jsou dle výše uvedené autorky hlavními agonisty daných pohybů m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. quadriceps femoris, m. gastrocnemius a m. soleus. Výše popsané agonisty definuje Čihák (2001) jako: „svaly, které pro pohyb určitého směru působí jako iniciátoři a vykonavatelé pohybu.“ Můžeme se také setkat s označením „hlavní hybači“. Pomocnou funkci při jednotlivých pohybech mají svaly, kterým se říká synergisté, kteří mohou za určitých patologických podmínek agonistického svalu jeho funkci převzít. Samotný výčet svalů či svalových

skupin neumožňuje samozřejmě celkový vhléd do této problematiky. K lepší přehlednosti a konkrétnějšímu popsání celého pohybu lépe poslouží diagram z bočního pohledu běžce, kde je znázorněna aktivita svalových skupin v daném momentu techniky.

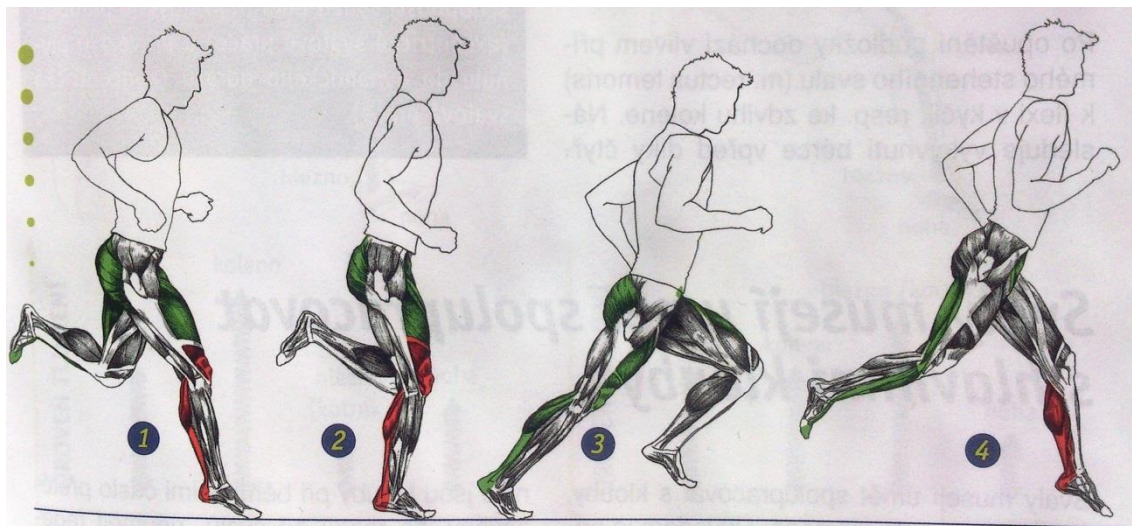
Obrázek 5

Zapojení svalů při běhu přes patu (Tvrzník, Gerych, 2014)



Obrázek 6

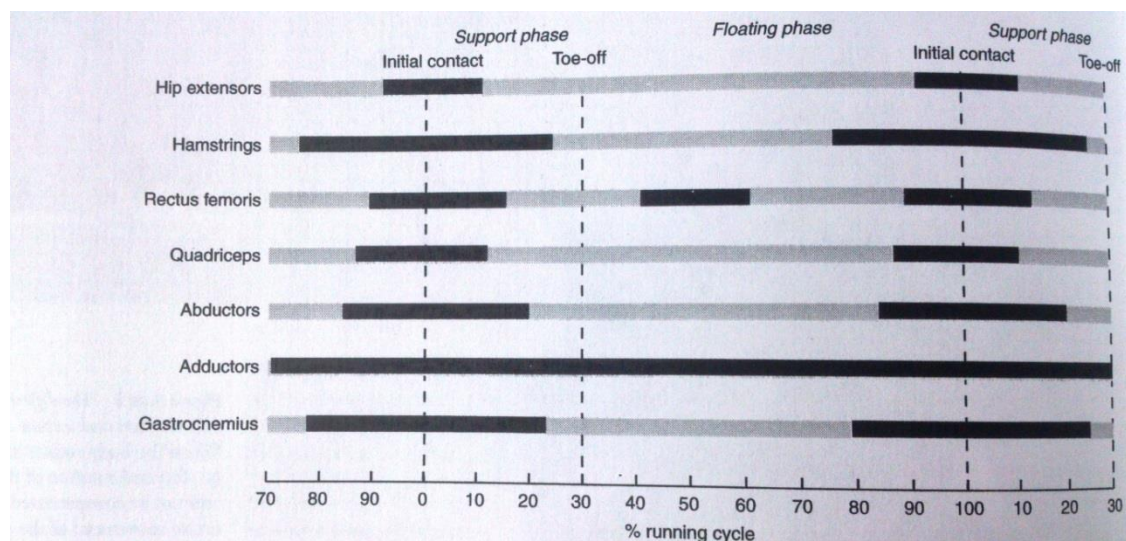
Zapojení svalů při běhu přes přední část chodidla (Tvrzník, Gerych, 2014)



Z hlediska běžeckých fází pracují Bosch a Klomp (2005) s přehlednou tabulkou, která ukazuje zapojení jednotlivých svalových skupin v závislosti na momentu běžeckého cyklu. Tabulka byla vytvořena pomocí elektromyografického měření aktivity svalů dolních končetin.

Obrázek 6

Aktivita svalů dolních končetin naměřených EMG (Bosch, Klomp, 2005)



Autoři se ale zmiňují ještě o činnosti m. iliopsoas, který zde není znázorněn. Měření vlastní aktivity tohoto svalu totiž probíhá jen velmi těžko z důvodu uložení ve spodních vrstvách svalů ve stehenní oblasti.

Z výše uvedených kinogramů a tabulek se dá usoudit, že aktivita prakticky všech zapojených svalů při běhu začíná těsně před kontaktem chodidla se zemí. Konkrétně dojde k zapojení všech relaxovaných jednotek do okamžiku poslední osminy letové fáze, přičemž první svalová aktivita měřených svalů se objevuje přibližně po uplynutí 75% letové fáze. Bez povšimnutí by neměl zůstat ani okamžik odrazu („Toe - off“), kdy lze vidět, že valná většina svalových skupin dolních končetin již svoji aktivitu ukončilo a běžec se tedy po okamžiku odrazu pohybuje setrvačností, díky svalovému úsilí vynaloženému dříve.

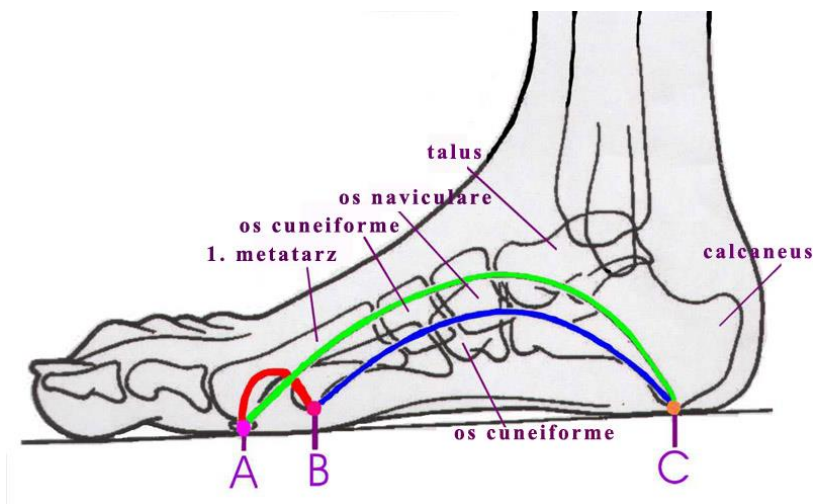
Z hlediska délky zapojení svalových skupin je při běhu dle Bosche a Klompa (2005) nejdéle zapojena skupina adduktorů. Je to jediná měřená skupina svalů, která byla aktivní ve všech okamžicích běžeckého cyklu. Do skupiny adduktorů dolní

končetiny patří musculus pectineus, m. adductor brevis, m. adductor longus, m. adductor magnus, m. gracilis a m. obtrator externus. Přibližně polovinu běžeckého cyklu jsou zapojeny svaly m. rectus femoris (přímá hlava m. quadriceps femoris), m. gastrocnemius (vnější hlavy m. triceps surae) a skupina svalů zvaných hamstringy. Do této skupiny patří svaly m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus. Další skupinou svalů dle délky zapojení při běžeckém cyklu jsou tzv. abduktory. Svoji aktivitou vyplňují přibližně 40% běžeckého cyklu. Abduktory jsou početná skupina svalů, mezi které řadíme m. gluteus maximus, medius a minimus, m. tensor fasciae latae, m. piriformis, m. obtratorius internus, m. gemellus superior a inferior a m. quadratus femoris. Nejkratší dobu aktivity při běhu má dle výše uvedené tabulky m. quadriceps femoris společně s extenzory kyčle, které aktivně jsou zapojeny do běžeckého cyklu jen přibližně v jedné pětině. (Behnke, 2006, Čihák, 2001, Dylevský, 2009).

Kromě svalového systému je důležité zmínit ale systém odpružení lidského těla. Vlastně se jedná o způsob, kterým se tělo vypořádává s nárazy a přetížením, které při běhu vzniká. Někteří autoři a mimo jiné i Rohulánová (2010) ve své diplomové práci tvrdí, že v momentu dokroku působí na inkriminovanou oblast dvou, tří nebo až čtyřnásobné přetížení v závislosti na hmotnosti běžce a jeho aktuální rychlosti pohybu. Aby nedocházelo po jakémkoliv běhu k patologickým změnám v lidském oporovém systému, působí při všech pohybech různé „tlumiče“. Vykonavateli těchto tlumících pohybů jsou obvykle vazy a svaly. Prvním zapojeným tlumičem při dokroku je systém nožních kleneb. Dylevský (2009) tvrdí, že klenby jsou mezi třemi body nutnými k vytvoření stabilního postavení. Jsou to hlavička prvního a pátého metatarzu a hrbol kosti patní.

Obrázek 7

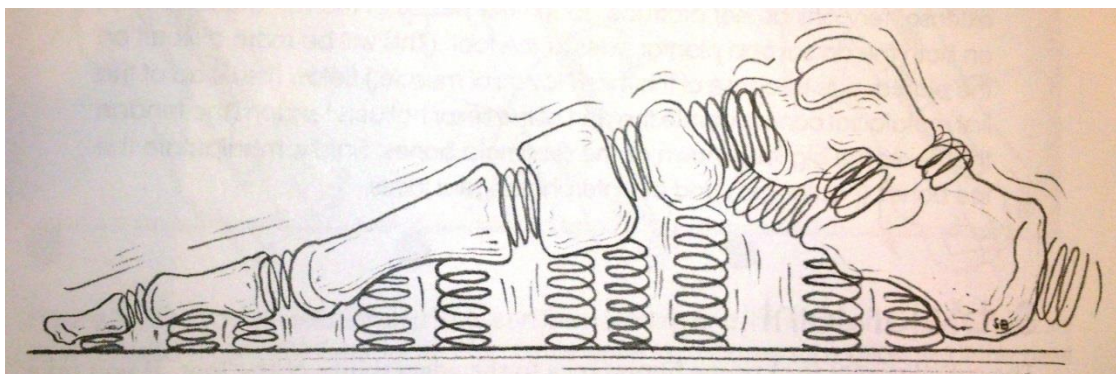
Klenby nožní dle (Bendová, 2011)



Na obrázku jsou znázorněny obě klenby. Mezi body A a B (první a pátý metatarz) je červenou barvou vyznačena příčná nožní klenba a mezi metatarsy a hrbolem kosti patní (bod C) se nachází klenba podélná. Tyto klenby a vlastně celý propracovaný systém chodidla působí při dokroku jako soustava pružin.

Obrázek 8

Popis chodidla pomocí systému pružin (Franklin, 2012)



Autor obrázku uvádí, že chodidlo vlastně můžeme považovat za jakési těleso (doslova „pytel“) s pružinami. Srovnává takto z toho důvodu, že když hodíte takový pytel na zem, pružiny jedna s druhou postupně absorbují síly, které na těleso při dopadu působí. Vysokým počtem pružin, respektive vazů v chodidle je zajištěno i to, že jedna z nich by neměla být při správné technice nijak přetěžována a tudíž se nepoškodí –

nepraskne. Obrázek sám o sobě je vhodné brát s jistým nadhledem, ale pro představu poslouží výborně. Na základě principu zobrazeném na tomto obrázku pracují boty se sníženým dropem a technika běhu přes přední část chodidla. O obou tématech je více v samostatných kapitolách dále v textu.

2.2 Zdravotní aspekty běhu

„Čím dál více lidí začíná konečně chápat, že pohyb, zdraví a duševní pohoda spolu velice těsně souvisí. A i když to – možná prozatím – nevyzkoušeli na vlastní kůži, mnozí už věří tomu, co slyší ze všech stran: že běh může způsobit dramatické změny a dokáže podpořit dobrý zdravotní i duševní stav. Kdo běhá, je nejen štíhlý a fit, ale je i svěžejší a má větší chuť do života (Steffny, Pramann, 2003).“

Tyto věty byly použity před více než deseti lety. Od té doby je běh jako prostředek k udržení zdraví praktikován ještě ve větší míře než kdy předtím. Onen boom, který běh ve své nezávodní formě prožívá, má několik jednoduchých důvodů. Běhat můžete kdekoliv a kdykoliv, je to levné, je to relativně snadné a při správném provedení má obrovsky pozitivní dopad na lidské tělo. To je v dnešní době, kdy je každý národ více či méně zasažen civilizačními chorobami, zřejmě největším důvodem k „výběhu“. O vnější motivaci k běhání není v posledních letech díky rozmachu všelijakých závodů různých délek, rodinných běhů, štafet absolutně žádná nouze. Naštěstí zaběhnutý čas je snad stále brán pouze jako sekundární důsledek dlouhodobějšího běhání a samotného pohybu.

Dostál (1974) popisuje rizikové faktory civilizace na základě vědecké studie prováděné v USA u osob středního věku. Výsledkem práce bylo zjištění sedmi hlavních faktorů při prodělání infarktu myokardu. Jsou to vysoká hladina cholesterolu, nedostatek tělesného pohybu, nadměrná tělesná hmotnost, nerespektování zásad duševní hygieny, vysoký krevní tlak, kouření a poruchy látkové výměny. Tyto složky, které jednotlivě či navzájem působí na lidský organismus, mohou mít fatální dopad. Na druhou stranu přidává autor i faktory věku nad 40 let a výskyt infarktu u pokrevního příbuzenstva, přičemž ani jeden z těchto faktorů není pro výskyt infarktu u daného jedince rozhodující. Když se podíváte na výčet rizikových faktorů, je zřejmé, že všechny spolu úzce souvisí a většinou, když se objeví jeden z nich, brzy následují další. V tu chvíli záleží na úhlu pohledu, zda je tato situace pozitivní či negativní. Ve spojení

všech faktorů je určitě větší riziko zdravotních komplikací, na druhou stranu při vhodné nápravě jednoho z faktorů může docházet a často dochází ke zlepšení individuálního stavu v jiné složce. To znamená, že vhodným pohybem, v našem případě během, dochází ke snižování krevního cholesterolu, kompenzaci nedostatku pohybu a sedavého způsobu života, úpravě tělesné hmotnosti, pokud neočekáváte změny během prvního výběhu, ale vydržíte s běháním několik týdnů a měsíců. Na úpravu vysokého krevního tlaku pomáhá klidné pracovní i domácí prostředí, regulace vlastních emocí, spánek a rekreační běh v souvislém mírném tempu nejlépe v přírodním prostředí. Co se týče kouření, zde má běh relativně krátké ruce. V tomto případě musí nejdříve odstraňovat problém rozumová stránka každého člověka, teprve poté může běh ukázat svoji sílu. Běh pro zdraví a kouření nejdou totiž skloubit dohromady a být závislý na běhání je rozhodně zdravější než závislost na nikotinu. Pozitivní dopad běhu na látkovou výměnu (při diabetu) je zřejmý, zvýšením energetického výdeje a využití glukosy v krvi se sníží její hladina a diabetik nemusí dávkovat tolik inzulinu – reguluje si hladinu aktivní činností (Dostál, 1974).

O souvislosti běhání a psychohygieny se toho oproti vlivu na kardiovaskulární a další fyziologické funkce lidského těla píše podstatně méně. Každému, kdo alespoň jednou zkusil vyběhnout ve chvíli psychické nepohody kamkoliv mimo město, se nemusí o benefitech v tomto ohledu říkat vůbec nic. „Běžecká euforie“ a dobrý pocit není pouze vlivem vyplavovaných endorfinů při tělesné zátěži, ale běh jako obvykle dlouhotrvající souvislá činnost vám dovolí tzv. „vypnout“ a vnímat pouze okolní prostředí, nebo právě naopak soustředit se pouze na sebe, vlastní krok, činnost paží, dýchání a tím se oprostit od problémů běžného pracovního dne.

I při běhu mohou samozřejmě zdravotní obtíže vznikat. Většině z nich se dá však velmi účinně předcházet například správnou technikou běhu, rozcvičením, úměrným tréninkovým úsilím, obuví, posilováním a regenerací atd. Běhat zdravě tedy znamená běhat s rozumem. Škorpil (2014) píše o možných zraněních, která se mohou v souvislosti s během objevit. Popisuje jako možné oblasti vzniku problémů oblasti třísel, kolen, bérce, holeně, chodidla (patní ostruha, únavové zlomeniny), Achillovy šlachy, prstů na nohou (např. kladívkové prsty). Všechny tyto problémy se ale dají podchytit ještě dříve, než vzniknou a to správnou a uvědomělou činností.

Obecné benefity běhu včetně s jejich zdravotními pozitivy shrnuje Dostál (1974) těmito hesly: Běh je přirozený, neproblematický, finančně, časově i ekonomicky snadno regulovatelný, rentabilní a bezpečný. Běh zlepšuje vzhled, celkově i náš zdravotní stav, fyzickou kondici, vitalitu a psychický stav, běh odstraňuje nervozitu, oddaluje stárnutí a prodlužuje život a dá vzniknout tzv. běžecké euforii.

2.3 Obecná technika běhu

Co člověk, to jedinečná osobnost. To samé platí i při běhu. Bylo by těžké najít dva běžce, kteří se pohybují naprosto stejným způsobem. Je to samozřejmě způsobeno antropometrickými předpoklady, jako například délka jednotlivých segmentů dolních končetin, psychickým i zdravotním stavem, zkušeností a řekněme vyzrálostí běžce. Dané individuální běžecké pojetí nazýváme stylem (Tvrzník, Gerych, 2014). Stejně tak ale máme všichni i určité společné vlastnosti a proto lze popsat techniku běhu, která by měla být nejefektivnější, nejekonomičtější a tím pádem i nejvhodnější.

Základní jednotkou běžecké techniky je běžecký dvojkrok, který je také nazýván běžeckým cyklem. Z hlediska správné terminologie se jedná spíše o skoky než kroky, neboť nedochází k dvouoporovému momentu a vyskytuje se zde významným způsobem letová fáze.

Popis techniky je vhodné začít od celku k detailům, a proto na prvním místě musí být držení celého těla. Tento fakt je často opomíjen a popisována je zejména činnost dolních končetin, ale pohledem do tabulky dle Balatky (2002) je zřejmé, že největší hmotnost a tedy i hybnost při pohybu celého těla má trup. Pouhou změnou polohy trupu tedy radikálně ovlivníme celou techniku běžce.

Tabulka 1

Hmotnost jednotlivých segmentů u 70 kg muže (Balatka, 2002):

Segment	Podíl segmentů z celkové hmotnosti člověka
Hlava	7%
Trup	46,40%
Paže	2,70%
Předloktí	1,40%
Ruka	0,60%
Stehno	13,40%
Bérec	3,70%
Noha	1,50%

Pozice trupu by měla být tedy v mírném náklonu vpřed. Vhodná míra náklonu se mění s rychlostí pohybu a nutností vynaložené síly do odrazu. S největším náklonem trupu se setkáme při výběhu ze startovních bloků při sprinterských soutěžích. Tam je náklon kompenzován enormním požadavkem na silovou připravenost atleta. V delších bězích ve švihové fázi je náklon trupu vpřed využíván jako „sekundární motor“. Vzhledem k hmotnosti tohoto segmentu a působením gravitační síly na něj je zřejmé, že už při mírném náklonu trupu vpřed se bude i celé tělo pohybovat tímto směrem. Web Salming running (dle www.salmingrunning.cz/pdf/what-is-natural-running.pdf) o náklonu při běhu ve své běžecké akademii doslova píše o využití gravitace k vytvoření setrvačnosti pohybu. Náklon v nedostatečné míře tedy nežene běžce tolik vpřed, na druhou stranu přehnaný náklon zvyšuje nároky na silovou složku běhu, snižuje rozsah dolních končetin a tudíž i délku běžeckého kroku. Diskutovaným tématem běžeckých trenérů je síla trupu a tzv. jádra. Zatímco například Lydiard (2000) tvrdí, že síla trupu je pro vrcholové běžce úplně zbytečná, což údajně dle nich dokazovali běžci jako Lasse Virén (čtyřnásobný olympijský vítěz na 5 000 m a 10 000 m) a Murray Halberg (olympijský vítěz v běhu na 5 000m). Jiní autoři, například Gambetta (2007) a Tvrzník s Gerychem (2014) uvádějí důležitost silného středu těla při běhu stejně tak jako při dalších sportech k udržení vzpřímené pozice těla bez rotací a „zborcení“ v oblasti pánve a ramen. Porovnat dané přístupy můžete dle obrázků níže. První obrázek je identický

s obrázkem Lydiarda (2000), druhý obrázek ukazuje běžce v uvolněné technice se zpevněným středem těla.

Obrázek 9

Porovnání ideálního uvolněného běhu (dle www.bodyinmotion.co.uk/home/)



Viditelný propad v oblasti ramenní osy a křivka ve tvaru písmene S jsou zapříčiněny oslabeným středem těla. Zborcení v oblasti pánve má na svědomí i nedostatečná práce abduktorů, jak uvádí Hamill, Knutzen (1995).

Hlavu v tomto případě můžeme brát jako součást trupu (což ještě umocňuje důležitost náklonu) a její pozice by měla být v prodloužení páteře bez jakéhokoliv záklonu či předklonu. Tyto nesprávné polohy segmentu hlavy můžeme pozorovat na běžcích při velké únavě. Nemałym detailem, který je zmiňován jen ve velmi malém procentu běžecké literatury, je pohled. Zrak, jako hlavní orientační prostředek při běhu má obrovský vliv zejména na rozsah pohybu. Pohled tedy dle Steffnyho a Pramanna (2003) směřujte před sebe ve smyslu do dálky. Je tedy nutné rozlišovat pohled před sebe a pod sebe! Pohledem dolů, kdy tzv. „kontrolujete nohy“, obvykle dochází k nadměrnému předklonu trupu a zmenšení rozsahu dolních končetin. Pohledem vzhůru dochází k záklonu hlavy a ztrátě zrakové kontroly nad povrchem, může docházet také k nadbytečnému zdvihu kolen. Míru předklonu je nutné občas upravit i na základě odporu vzduchu a rychlosti větru. Jak vypadá technika běhu s náklonem trupu vpřed, ukazuje Škorpil na obrázku níže.

Obrázek 10

Náklon trupu při běhu (dle www.bezeckaskola.cz/clanek-3447-bezecky-styl-v-novem-havu-prestan-byt-skokanem-stant-se-bezcem.html).



Činnost dolních končetin vychází z postavení pánve. Ta by měla být v mírném podsazení (retroverzi) kvůli zachování vhodného rozsahu pohybu končetin před tělo a těžiště. Samotný cyklus dolní končetiny byl dříve rozdělován často pouze do dvou fází. Například Wilt (1971) popisoval první fázi jako odpočinkovou, která začíná ihned po momentu odrazu a končí ve chvíli dokroku stejné nohy před svislici těžiště běžce. Tuto fázi v obecné rovině ideální uvolněné techniky můžeme brát opravdu skoro v celé délce jako relaxační, ale ne při všech rychlostech. Pokud bychom totiž hovořili o bězích na kratších tratích a v závodních rychlostech, před momentem kontaktu chodidla se zemí dochází ke svalovému předpětí, které tuto fázi odpočinku zkracuje (viz obrázek 6). V dnešní literatuře se spíše objevuje rozdělení do tří fází. Například Kučera a Truksa (2000) popisují fáze běhu jako amortizační, hnací a letovou. Po odrazu, kterým je zakončena hnací fáze (driving phase) dochází na začátku letové fáze k ohýbání dolní končetiny v kotníku, koleni i kyčli. Dolní končetina je vedena stehenním segmentem, který je následován segmentem lýtky až do pozice zdvihu kolene před tělo. Výška zdvihu kolena je závislá na rychlosti běhu a zpravidla i únavě. Poslední činností dolní končetiny před kontaktem s povrchem bývá vykývnutí bérce před rovinu kolena. Zde právě přichází moment svalového předpětí, kdy dochází k dorzální flexi hlezna primárně díky aktivitě musculus tibialis anterior (Puleo, Milroy 2014). Po letové fázi, ve které je primární požadavek minimální energetický výdej, začíná fáze amortizační. Ta se považuje od momentu prvního kontaktu chodidla s povrchem. Cílem této fáze je co největší zamezení vzniku ztrát horizontální rychlosti při dokroku. Čím menší jsou

vertikální změny těžiště v této fázi, tím je technika ekonomičtější. Důležitá je také vhodná vzdálenost kontaktu před místo těžiště, neboť čím dále před těžiště ke kontaktu dochází, tím topornější je dopad společně s větším výkyvem těžiště v horizontální rovině. Kučera s Truksou (2000) tvrdí, že optimální dokrok je proveden tak, že horizontální rychlost dokračující nohy je momentu došlapu nulová. Po okamžiku dokroku přichází moment vertikály (viz obrázek 2 a levá část obrázku 9). Moment vertikály je okamžik, kdy je chodidlo v kontaktu se zemí přímo pod těžištěm běžce. Dolní končetina v tomto okamžiku není propnutá (na rozdíl od pravidly řízené sportovní chůze) až do ukončení fáze odrazem, kdy se dolní končetina propne v kolenním i hlezenním kloubu (v obou případech ideálně samozřejmě k hodnotám blížícím se 180°) a tím dochází k „napnutí“ do tzv. běžeckého luku. Míru pokrčení jednotlivých kloubů v momentě vertikály uvádějí Tvrzník a Gerych (2014). V koleni svírá stehenní kost s holení úhel přibližně 216° a úhel stehenní kosti vůči trupu odpovídá hodnotě okolo 160°. Tyto hodnoty jsou samozřejmě pouze orientační a v každém běžeckém stylu se zákonitě objevují větší či menší odchylky od těchto hodnot. Po momentu vertikály, která je přechodným bodem mezi těmito fázemi, přichází tzv. hnací fáze. Ta má primární cíl ve vytvoření optimální „hnací akce“. Jedná se o optimální úhel odrazu, využití nahromaděné potenciální energie a využití reakčních sil pohybem druhé nohy (Kučera, Truksa, 2000). V české literatuře najdeme ale i jiné dělení či pojmenování fází cyklu dolních končetin. Například Tvrzník et al. (2004b) fázi amortizační nazývá pasivní oporová fáze a fázi hnací jako aktivní oporová fáze. Dříve (Wilt, 1971) byly tyto dvě fáze, které jsou typické kontaktem s podložkou nazývány jednotně jako oporová fáze. U činnosti dolních končetin se pozastavuje ještě Lydiard (2007), který poukazuje na činnost kotníku. Zmiňuje důležitost jeho procvičování a posilování například skrz běžecké abecedy. Tvrdí, že: „*Kdyby měli všichni běžci pohyblivost a sílu v kotníku jako baletky, byli by o mnoho rychlejší.*“ To je samozřejmě nutné brát s nadhledem hlavně, co se silové složky týče.

Aby byl popis běžecké techniky kompletní, je nutné zmínit po činnosti dolních končetin, pozice trupu a hlavy ještě činnost horních končetin. „*Známý běžecký trenér Cerutti říkal, že běhání začíná u palců na rukou a končí u chodidel. To znamená, že správná práce paží rozhodujícím způsobem formuje práci nohou (Wöllzenmüller,*

2006). „Dlaně jsou uvolněné, protože jakákoliv křečovitá tenze v této oblasti má negativní vliv na svalstvo celé horní poloviny těla a může dokonce i ztěžovat dýchání. Nadloktí svírá s předloktím přibližně pravý úhel. Paže se pohybují rovnoběžně ve směru pohybu. Rozsah pohybu horních končetin je přibližně 90°, přičemž dlaň „přední“ ruky se zastavuje přibližně ve výšce ramen a dlaň „zadní“ ruky se zastavuje přibližně na úrovni trupu. To platí v ideální technice řekněme spíše na střední tratě, na vzdálenostech se rozsah paží snižuje, kvůli kratšímu kroku a zbytečnému zatěžování svalů v oblasti pletence ramenního kloubu. Takovýto rozsah paží při závodech nad 1500 m můžeme tedy vidět spíše pouze pár desítek metrů před cílovou čarou. Ramena jsou uvolněná a klidná a nedochází u nich k žádnému pohybu vpřed či vzad (Steffny, Pramann, 2003). Je obecně známo, že rozsah horních končetin obvykle přímo určuje rozsah dolních končetin, proto u běžců, kteří vyznávají frekvenční způsob běhu, můžeme pozorovat kratší trajektorii pohybu horních končetin. Samozřejmě jako všude i zde jsou výjimky potvrzující pravidla.

Tímto způsobem se dá popsat technika dle činností jednotlivých segmentů. Z druhého pohledu je ale vhodné si techniku popsat z hlediska součinnosti segmentů lidského těla při jednotlivých běžeckých fázích. Čeští ani zahraniční autoři nemají jednotné dělení fází běžeckého cyklu. Co mají ale vždy společné, je letová a oporová fáze, i když mohou být nazývány vždy jiným způsobem. U letové fáze se setkáváme s pojmy švihová, odpočinková, bezoporová fáze. Fáze oporová mívá také několik různých označení, ale setkáváme se hlavně s jejím konkrétnějším rozdělením. Například Meinel a Schnabel (1998) (in Neumann, Hottenrot, 2002) rozdělují tuto část běžeckého cyklu na přední a zadní oporovou fázi, Mann et al. (1986) (in Neumann, Hottenrot, 2002) vidí v oporové fázi tři rozdílné části a to okamžik dokroku (foot contact), moment vertikály (mid support) a odraz (ang. toe off, v jiné literatuře také jako take off).

2.3.1 Běh přes patu

Běžecká technika s dokrokem přes patu je ta, která je hojně využívána v úvodu zmiňovanou hobby veřejností. Základní problém této techniky je ale adekvátní délka kroku a aktivní činnost švihové dolní končetiny ve směru pohybu těsně před okamžikem dokroku. Tyto dvě proměnné společně s nevhodnou obuví totiž mohou z techniky běhu přes patu udělat doslova destruktor kloubů. Nadměrnou délkou

běžecského kroku totiž vystavíme patu příliš daleko před těžiště a při dokroku dochází k několikanásobnému přetížení v oblasti paty. Tvrzník, Gerych (2014) uvádí, že toto přetížení bývá v závislosti na rychlosti a hmotnosti běžce přibližně dvojnásobné, Rohulánová (2010) ve své diplomové práci dokonce píše o zjištění německých vědců až o 17-ti násobném přetížení v inkriminované oblasti u závodních běžců. Samotný nadměrný dopad před těžištěm má za následek vznik brzdících sil, které působí proti směru pohybu. Roberts (2014) proto uvádí, že tato skupina běžců musí opravdu dbát na vyztužení a odpružení svých bot.

Steffny s Pramannem (2003) popisují tuto techniku dopadem obvykle na vnější část paty s následným mírným vtočením chodidla dovnitř (pronací) a odrazem z přední části chodidla respektive z bříška palce nohy. Při vhodné délce kroku působí tato technika pro běžce jako jakési zhoupnutí přes chodidlo, proto tato technika bývá často označována jako tzv. běžecská kolébka. Tato technika je vhodná spíše pro nižší rychlosti a při běhu rekreačních běžců. Tvrzník se Soumarem (2004) dodávají, že tato technika je méně zdatné běžce vhodnější i ze zdravotně preventivního hlediska, neboť síly jsou zde rozloženy téměř na celé chodidlo a je více zapojován čtyřhlavý sval stehenní.

Nevýhody této techniky jsou určitě několikanásobné přetížení v oblasti paty při dokroku a nutnost odtlumení v dané oblasti, pomalejší tempo a například nižší náročnost při kondičním pojetí běhu. Oproti tomu největší výhodou techniky je nezatěžování lýtkových svalů, které bývají velmi zatěžovány ve vyšších rychlostech a jiných technikách běhu. Z tohoto důvodu této techniky často využívají i profesionální běžci při tzv. regenerační výklus, které mají primární účel v odplavení katabolitů získaných v předchozím tréninku, nemá tedy již zásadně rozvíjející charakter.

2.3.2 Běh přes přední část chodidla

Před technikou minimalistickou, přes přední část chodidla někteří autoři popisují ještě běh přes střed chodidla s dopadem na celou nohu. Jak píše ale Tvrzník, Soumar (2004), chybí při této technice tlumivé zhoupnutí nohy a dochází k jednorázovému „plácnutí“. Dochází zde k nerovnoměrnému rozložení reakčních sil. Z těchto důvodů, jak prokázaly výzkumy, je tento styl ze zdravotního hlediska nejméně vhodný a proto mu zde není věnováno více prostoru.

Samotný běh přes přední část chodidla je typický prvním kontaktem na vnější přední straně chodidla, následuje malé zhoupnutí směrem k patě a odraz z přední části chodidla. I tento způsob běhu má svůj obecný název. Občas se tedy setkáte s pojmem „dvojitá práce kotníku“. S tímto pojmem pracuje ve své práci i Gerych (2009), který v souvislosti o této činnosti hlezná hovoří o velmi ekonomickém a efektivním způsobu běhu. Onou dvojitou prací je myšleno zhoupnutí paty směrem k zemi (prvotní „brzdivá“ činnost kotníku) a následný odraz z přední části chodidla. Tvrzník s Gerychem (2014) popisují činnost paty v této technice mírným zhoupnutím se zdánlivým zastavením či klesnutím k podložce na nepatrný okamžik. Následný odraz probíhá stejně jako u techniky přes patu. To znamená, že zapojením lýtkových svalů při odrazu dochází ke zdvihu paty s nárůstem síly na přední část chodidla, respektive na příčnou klenbu odrazové nohy.

Použití této techniky v závodním provedení je na zvážení každého jednotlivce. Pokud totiž bude pro běžce tato technika dopadu přes přední část chodidla s mírným zhoupnutím paty s přibývajícími kilometry moc náročná (vzhledem k délce trati), dojde při pozdějších kilometrech s ubývajícími silami pravděpodobně ke sklouznutí k technice přes střed chodidla a k „plácání“ podrážek o pevný povrch. Jak je výše napsáno, tato technika se za ideální a zdravou technikou běhu považovat zrovna nedá a proto by běžec měl volit tuto techniku a náležitou obuv pouze na takové vzdálenosti, na kterých zvládá dodržet danou techniku po celou dobu trati.

2.3.3 Běh přes špičku, barefoot running

„Běhání je pro člověk nejpřirozenější formou pohybu. To bychom si při úvahách na téma jak zlepšit svůj běžecký styl měli uvědomit. Kromě toho: na svět přicházíme bosí. Jestliže chceme optimalizovat běžecký styl, měli bychom se orientovat na běh naboso. Všimněte si, jak je váš pohyb přirozený, když běžíte bosí (Steffny, Pramann, 2003).“

Barefoot running je technika běhu, která využívá obuv doslova pouze jako ochranný obal chodidla. Kvůli absenci jakýchkoliv tlumících systémů a materiálů je veškeré tlumení přenecháno přirozeným „tlumičům“ v chodidle a dolních končetinách. Běh je tedy typický došlapem obvykle na malíkovou stranu přední části chodidla a poté

dochází k mírné pronaci a doteku všech bříšek prstů s podložkou. Pata v tomto způsobu běhu sice snižuje svoji polohu směrem k povrchu, ale vzhledem k absenci tlumení dojde opravdu jen sporadicky k jakémukoliv doteku paty s povrchem. Svaly, zejména tedy m. triceps surae, který se je hlavním agonistou dorzální flexe hlezna, jsou zapojeny po celou dobu oporové fáze, což dělá běh diametrálně náročnější na tento segment těla.

Vzhledem k tomu, že obuv v tomto případě opravdu pouze chrání, můžeme se také setkat s označením přirozeného běhání či anglického výrazu „natural running“. Toto spojení se používá už i u obuvi minimalistické, je tedy spojené s technikou došlapu přes přední část chodidla. Pojmem přirozené běhání se myslí odtlumení všech nárazů člověku vlastními, přirozenými systémy. Těmito systémy jsou v první řadě samotná technika, která toto tlumení umožňuje a to běh přes přední část chodidla a přes špičku. Při dopadu na přední část chodidla totiž zapojíte příčnou a podélnou klenbu mnohem více a dříve než při technice přes patu. Další tlumící složkou je činnost lýtkových svalů, která při dvojité práci kotníku absorbuje většinu nárazů. Přirozený běh je tedy náročný zejména na svaly a šlachy uložené na dolních končetinách od kolen dolů a ne na tlumivé systémy a materiály uložené pod patou (viz obrázek 11).

Některé studie ale označují tuto techniku dokonce i za energeticky efektivnější oproti běhu přes patu. Perl, Daoud, Lieberman (2012) tvrdí, že při dodržení stejné frekvence při dané rychlosti běhu (tedy i za dodržení stejné délky kroku) je běh v obuvi s nižším dropem o 2,5 – 3,5% ekonomičtější než při běhu v obuvi stabilní.

Hlavní využití a účel této přirozené techniky zmiňují Puleo a Milroy (2010). Píší o běhání naboso jako o cvičení na posílení chodidel, dále zmiňuje větší propriorecepci (vnímání povrchu terénu) a v neposlední řadě jako prevenci atrofie svalů a vyrovnaní svalových dysbalancí v chodidle z běhu ve stabilní obuvi

2.3 Aktuální trendy v běhání

„Podstata nového trendu spočívá ve snaze aktivněji zapojit nohy běžce a tolik jim už nepomáhat jako při běhu ve standardních botách. Už samotný vznik obou trendů (minimalismus a barefoot) vyvolal i diskuze o technice běhu jako takové, což je samo o sobě pozitivní (Tvrzník, Gerych, 2014).“

Obrázek 11

Barefoot jako nový trend běhání (dle <http://healthyinnovations.com.au/barefoot-running-versus-traditional-running-shoes/>)



S příchodem modelů bot typu barefoot, fivefingers a další jim podobné (co značka, to jiný název), začaly se objevovat články o technice běhu. Dogmatická technika běhu s došlapem přes patu ztrácela nejdříve po jednotkách, desítkách a v dnešní době určitě po stovkách své přívržence, kteří se postupně přiklání buď k barefoot runningu, nebo k běhu minimalistickému, který můžeme označit za „přechodový“ mezi těmito dvěma styly. Když jsem se k tomuto stylu dostal já, bylo mi jasné, že se k minimalismu hned zařadím. O atletické abecedě ví více či méně informací snad každý běžec, který navštívil nějakou skupinovou lekci, nebo přečetl článek o technice běhu. K čemu byla ale atletická abeceda do doby před „minimalismem“? K čemu byl prováděn klasický liftink, když poté běžec při běhu dopadal na patu? K čemu byl prováděn skipink s vysokým zdvihem kolene, když při běhu přes patu koleno nijak vysoko nevystoupá? Atletická abeceda je výborný pomocník při nácviku běhu přes přední část chodidla a je prakticky nutné použít tento prostředek při přechodu na minimalistický způsob běhání. Pokud se někdo ovšem rozhodne o snížení dropu a úpravu techniky běhu, je opravdu nutné, aby se nadchnul „s rozumem“. Pokud totiž skočíte ze stabilních bot do „nižších“ a absolvujete váš původní tréninkový plán se stejnou četností a kilometrů bez jakékoliv úpravy, vaše nohy, zejména lýtko a achilovka vám pošlou bolestivý vzkaz, že takhle ne. Přejít je potřeba rozmělnit mezi několik týdnů, kdy přecházíte z bot stabilních do bot minimalistických. Například v prvních týdnech postačuje jedna tréninková jednotka či kratší výběh. Pokud se po

těchto prvních pokusech s novou obuví a technikou neobjevil žádný bolestivý problém, můžete přidávat postupně další tréninky a kilometry, přičemž je opravdu nutné poslouchat vlastní tělo, které napoví, zda nastavené tempo přechodu k minimalismu či barefootu je příliš rychlé, či není.

2.4 Aktuální přehled obuvi k technikám běhu

„Jednou z nejdůležitějších fází běžecké techniky je tzv. oporová fáze, to je okamžik, kdy jsme jednou nohou v kontaktu s podložkou. Jelikož má tato fáze velký význam ze zdravotního hlediska i z pohledu výběru obuvi, je vhodné věnovat jí větší pozornost v samostatné kapitole,“ píše Tvrzník, Soumar (2012) ve své publikaci o běhání a mně nezbyvá než souhlasit. O důležitosti výběru bot zejména podle individuálního tvaru chodidla píše i Galloway (2009). Tvar chodidla ale není všechno co je třeba při koupi obuvi zvážit. Steffny a Pramann (2003) jedním dechem dodávají, že obuv musí nohu vést, podpírat, zabránit jejímu zvrtnutí, stabilizovat, kontrolovat pohyb a utlumit rázové zatížení tělem. To jsou důvody, proč je nutné věnovat výběru vhodné obuvi velkou pozornost. Ne každý běžec či sportovec si uvědomuje šíři dnešní nabídky obuvi na českém ale i globálním trhu. Šíří nabídky zde není myšlena četnost barevných kombinací, designových výstřelků a podobně, ale obrovské množství druhů obuvi podle jejího funkčního zařazení a užití. Běžecké obutí můžeme rozdělit dle několika parametrů. Můžeme rozlišovat boty například podle rychlosti běhu, došlapu a míry pronace/supinace, velikosti dropu a techniky běhu. Pro lepší orientaci jsou níže popsány jednotlivé druhy s výhodami a vhodností užití. Pro výzkumnou část této práce jsou poté použity boty pouze podle posledního dělení a to podle míry dropu.

Tvrzník s Gerychem (2014) ve své poslední publikaci dělí boty do pyramidy, kde základní kameny tvoří boty minimalistické se zaměřením na regeneraci, propriocepci a regeneraci. Druhé patro tvoří boty objemové, dále tempové a vrcholek pyramidy tvoří modely závodní. Všechna tato vyšší patra jsou ještě rozdělena na silniční část a část terénní, neboli trailovou či krosovou obuv. Zmiňuje jako jeden z mála ještě jeden druh boty, které nazývá doslova univerzální obuví, kterou definuje jako kombinaci krosové a silniční tréninkové obuvi s nízkým sklonem od paty ke špičce. Tato pyramida však nevystihuje dle mého názoru celou realitu dnešní nabídky. Kvituji umístění minimalistické boty do nejširší části pyramidy, dle mého názoru se tento druh

obuvi ale chová spíše jako vlastní úzká pyramidka se stále rozrůstajícím objemem nabízených bot. K výčtu odchylek bych doplnil ještě nutnost rozdělit „neminimalistickou“ obuv dle způsobu došlapu na pronační, neutrální a supinační. Tvrzník, Soumar (2012) tuto botu nazývají stabilní obuví, pro účely této práce se setkáte tedy s tímto pojmem.

Prvním aspektem u rozdělení a výběru bot je technika běhu, respektive způsob dokroku a následného odvíjení chodidla od podložky, jak píše Tvrzník et al. (2004). V tu chvíli hovoříme o běhu přes patu (stabilní obuv), přes přední část chodidla s možnou oporou o patu (minimalistická obuv) a běh ryze přes špičku bez doteku paty povrchu (tzv. barefoot). Běžecké boty typu barefoot prakticky nemají ve své podstatě obalu nohy žádnou silniční či trailovou variantu. Minimalistická obuv může mít obě varianty podešve a stabilní obuv má samozřejmě obě varianty podrážky a k tomu se u ní kvůli jinému způsobu dokroku u některých typu rozlišuje pronační, neutrální a supinační podpora chodidla (viz obrázek 2 na straně 14).

Běžeckou obuv, kterou obvykle najdete v kamenných obchodech sportovních řetězců, můžeme zařadit do typu stabilní obuvi. Boty v této skupině jsou typické vysokým dropem, který se pohybuje nad 10 mm. Do tohoto „podpatku“ vkládají výrobci různé technické minisystémy, technologie či materiály k co nejúčinnějšímu tlumení dopadu při technice došlapu přes patu. Například Asics k tlumení pod patou používá svoje „gel-cushioning“, Nike tlumí podešev například systémem Air zoom cushioning, Adidas už dlouhá léta dělí patu u některých svých modelů (tzv. „decoupled heel“), které mají společně s materiálem podešve ADIWEAR™ odtlumit co nejvíce nárazů v oblasti paty. Stabilní obuv má v dnešní době absolutně největší zastoupení na trhu zejména díky zastoupení značek Adidas, Nike, Asics. Jednotlivé značky už sice vyrábí i modely minimalistického charakteru, ale jsou to v poměru k tomuto druhu spíše „kapky v moři“.

Stabilní obuv může být dále dělena dle určení povrchu. Přitom rozlišujeme dva základní druhy a to trailovou podrážku a silniční podrážku. Tyto typy budou rozebrány dále u minimalistické obuvi.

Další způsob rozdělení stabilní obuvi je dle použité rychlosti a teoreticky i objemu naběhané kilometráže. Dělení bot na objemové, tempové a závodní je relativně

logické a přehledné. Objemové boty se od ostatních odlišují obvykle větším počtem vrstev svrškových tkanin, tuhostí podešve, větším tlumením v oblasti paty a na základě těchto parametrů obvykle i vyšší hmotností. Oproti tomu závodní boty jsou přesným opakem, jsou lehké, flexibilní a prakticky představují paralelu k minimalistickým botám, jak píše Tvrzník, Soumar (2012). Váhové rozdíly mezi objemovými a závodními botami jsou i přes 50%. Uvádí, že objemová bota váží obvykle okolo 350g, přičemž závodní bota se pohybuje s gramáží okolo hodnot 160 – 260 (v dámském provedení i o několik desítek gramů méně). Přechodem mezi závodní a objemovou je tzv. tempová bota, která snese srovnání s oběma variantami. Ideální techniku běhu totiž udrží na delších tratích jen opravdu elitní běžci či velmi „vyběhaní amatéři“. Ostatní by proto měli raději sáhnout po tempové botě při vytrvalostních závodech v délce půlmaratonu a maratonu, kdy je obtížné v únavě pracovat na vysoké úrovni techniky. Tempová bota totiž většinou obsahuje ještě určité tlumící prvky a neměly by tak při zhoršení techniky vznikat nějaké zdravotní potíže zapříčiněné nadměrnými nárazy. Stejně tak, komu již v tréninku nevyhovuje „přetlumená“ a pomalejší objemová obuv, přechází na tento mezistupeň tempové obuvi.

Minimalistická obuv je typická mnohem menším dropem. O přesné velikosti dropu charakterizující minimalistickou obuv neexistuje jednotná myšlenka. Například Nike ve svém konceptu označeném „Free“ prodává aktuální model s označením 5.0 (páté řady) s dropem 8 mm a řadí je mezi boty podporující přirozené běhání (dle http://www.nike.com/cz/en_gb/). Můžeme tedy říci, že drop u této skupiny bot se dle značky pohybuje přibližně od zmiňovaných osmi milimetrů přibližně po 3 mm. Minimalistickou obuv (stejně jako stabilní) můžeme rozdělit na silniční a trailovou. Rozdíly se týkají v první řadě podrážky, dále ve výdrži materiálu a v poslední řadě v hmotnosti. Je zřejmé, že bota určená do terénu musí mít zákonitě hrubší vzorek kvůli kontaktu a odrazu z nerovného povrchu než bota silniční. Stejně tak i svrchní materiály bývají kvalitnější nebo vícevrstvé, aby odolaly pravděpodobnějšímu oděru než u silniční obuvi. To všechno se odráží na hmotnosti dané boty, která zpravidla má o pár desítek gramů více než obdobný model určený na pevné povrchy. Rozdělení minimalistických bot na objemové, tempové a závodní není příliš obvyklé, ale například testovaná značka Salming má modely rozděleny i v tomto ohledu.

Barefoot obuv je druh, který se na trh dostal teprve před pár lety. Je typický tím, že bota má plně respektovat tvar chodidla a zejména i jeho funkční předpoklady. Bota svým dropem je rovna nebo se blíží k hodnotě 0 milimetrů. Absolutní respektování tvarů chodidla dovedli dnešní výrobci až k takové úrovni, že se na trhu objevují boty zvané fivefingers, které jsou prakticky zpevněnou paralelou rukavic pro lidské chodidlo. To znamená, že každému prstu náleží samostatná část boty.

Pro úplnost tématu výběru bot je vhodné dodat, že za samostatný druh běžeckého obutí můžeme ještě považovat tretry. Rozlišujeme zde dráhové a krosové. Většina běžeckých treter je vyráběna přímo pro dokrok i odraz ryze přes přední část chodidla. S prodlužující se délkou cílové tratě mívají tretry i část podrážky pod patou pro možnou oporu i pod touto částí nohy.

K výběru běžecké obuvi je vhodné doplnit obecně známé pravidlo, o kterém píše i Steffny s Pramannem (2003). Tvrdí, že bota po odběhání cca 500 km (v závislosti na technice a hmotnosti běžce) ztrácí přibližně třetinu svých tlumivých vlastností. To je samozřejmě informace týkající se zejména „stabilní“ obuvi, kde jsou tlumicí technologie a materiály používány k zmírnění přetížení. Stejně tak je vhodné střídat jednotlivé modely běžeckých bot. Jednak bota vydrží déle, když má více času na „odpočinek“ a materiály mají delší čas na vyschnutí a návratu k původnímu stavu. Druhou větší výhodou je fakt, že střídáním běžecké obuvi ponecháte svaly chodidla v pohotovosti a lépe reagují na změny. Pokud totiž budete stále běhat v botách se stejnou podporou, vaše chodidla si na tuto pomoc lehce začnou zvykat a místo toho, aby se jejich činnost zlepšovala, obvykle dochází k opaku. Pokud máte vybraný model bot, který vám sedí „jako ulitý“ a neběháte v žádném jiném, je vhodné mít alespoň více párů tohoto modelu v různé fázi opotřebení a střídat boty alespoň tímto způsobem.

3. Výzkumná část

3.1 Cíle a úkoly práce

Hlavním cílem této práce bylo sledování změn tlaků působících na chodidlo při oporové fázi s různými proměnnými. Vnější podmínky, které byly při běhu na páse měněny, byly rychlost běhu (10, 12, 14 a 16 km/h), techniky běhu (přes patu a přes špičku) a hlavní téma práce, tedy běžecká obuv různého dropu (10, 5, 0 mm). Aktuální tlaky na chodidlo byly získávány díky speciálním vložkám Pedar – X a dále zpracovávány v softwaru německé značky Novel. Sekundárními cíli bylo intraindividuální a interindividuální srovnání probandů s větším důrazem na intraindividuální složku z důvodu různorodosti techniky každého probanda. Jedním z cílů práce byla i možnost následné zpětné vazby a tréninkových doporučení těmto běžcům na základě získaných hodnot.

Na základě stanovených cílů byly určeny následující úkoly k sestavení samotné práce:

- Provést literární rešerši k dané problematice z domácích i zahraničních zdrojů
- Seznámit se se systémem Pedar – X a s výstupy, které lze tímto měřením získat
- Určit hodnoty (výstupy) vhodných pro výsledkovou část práce
- Zaučit se v používání softwaru Novel, potřebnému k zpracování dat získaných vložkami Pedar – X
- Vybrat probandy k testování
- Zapůjčit běžecké obuvi Salming Distance v potřebných velikostech
- Realizovat vlastní výzkumné šetření
- Získat data a přenést je z novel do pdf souborů
- Vyhodnotit získaná data interpretovat je ve výsledkové části práce
- Shrnout a následně navrhnout postup širšího výzkumu dané problematiky
- Uvést možná doporučení z měření do praxe

3.2 Problémové body práce

Na základě konzultací při měření a sestavování práce jsme stanovili tyto problémové body práce:

1. Se zvyšující se rychlostí běhu rostou díky odrazu hodnoty maximálního tlaku na přední části chodidla.
2. Díky heterogenitě souboru probandů se mohou objevovat interindividuální odchylky, které nemají podstatu v rozdílném způsobu dokroku ale v běžecké zkušenosti.

3.3 Výzkumné otázky

1. Objeví se při běhu přes „špičku“ větší tlak v přední části chodidla u boty s vyšším dropem než u bot s dropem nižším?
2. Bude rozložení tlaku v přední části chodidla při běhu přes přední část chodidla centralizovanější než při běhu přes patu, to znamená, objeví se větší maximální hodnoty při zachování ostatních podmínek?
3. Bude se při běhu přes přední část chodidla zatěžovaná oblast s narůstající rychlostí zvětšovat?
4. Budou se objevovat signifikantní interindividuální rozdíly v rozložení tlaku ve stejných botách a za stejné rychlosti?
5. Bude se se zvyšující se rychlostí v daných botách v běhu přes patu objevovat větší maximum tlaku?

3.4 Charakteristika souboru

Pro tuto pilotáž v problematice běžeckého obuvi různého dropu byli vybráni tři probandi. Každý z probandů se věnuje běhu na jiné úrovni, můžeme tedy říct, že tento soubor je velmi heterogenní, nemá příliš společných znaků. Věkový rozsah probandů je 21 – 39 let, počet naběhaných kilometrů týdně se pohybuje od deseti do sedmdesáti, sportovní specializace je velmi různorodá (florbal, triatlon, atletika) stejně tak jako jejich provozovaná úroveň (od hobby provedení po širší reprezentaci ČR). To ale pro tuto práci není žádný problém, neboť se nejedná o porovnávání ideální techniky ale o tlaky v chodidle, které budeme porovnávat v první řadě vždy u konkrétního jedince

v různých rychlostech a zejména v jiné běžecké botě. Charakteristika souboru je tedy následující:

Tabulka 2
Charakteristika souboru probandů




	Proband 1 (J.M.)	Proband 2 (M.T.)	Proband 3 (D.M.)
Pohlaví	muž	muž	muž
Věk [roky]	21	39	25
Hmotnost [kg]	72	80	74
Velikost boty [cm]	26,5	28	27
Sport. specializace	florbal	triatlon	atletika (400 m př.)
Úroveň	širší reprezentace	hobby	vrcholová
Naběhané km/týden	10	50 - 70	30 - 50

Všichni tři probandi podstoupili testování ve stavu bez závažnějšího, limitujícího zdravotního omezení. U třetího probanda je nutné zmínit, že měření absolvoval po vlastní tréninkové jednotce, ale vzhledem k úrovni tohoto běžce by neměla mít z hlediska únavy tato skutečnost zásadní vliv na získané výsledky.



3.5 Charakteristika běžecké obuvi

Při samotné pilotáži byly použity tři druhy běžeckého obutí z rozdělení popsaného v teoretických východiscích práce. Hlavním rozdělovacím znakem těchto druhů bot je velikost dropu, čili sklonu podešve od paty ke špičce, který se pohybuje v dnešní době přibližně od 12 mm do hodnoty 0 mm.

Tabulka 3
Charakteristika stabilní obuvi (vlastní zdroj)

Název	Nike Zoom Structure+ 17	Adidas Glide 6 Boost	Nike Dart 10
Obrázek			
Hmotnost [g]	280 (vel. 41)	323 (vel. 44)	281 (vel. 42)
Drop [mm]	10	10	10

Tabulka 4
Charakteristika minimalistické obuvi a neoprenové ponožky (vlastní zdroj a
<http://www.hiko.cz/flexi-48>)

Název	Salming Distance	Hiko Flexi
Obrázek		
Hmotnost [g]	240 (vel. 42)	135 (vel. 42)
Drop [mm]	5	0

Rozdíly v botách jsou tedy zřejmé. Kromě rozdílu ve velikosti dropu, podle kterého byly boty vybírány, má díky většímu objemu použitého materiálu (zejména v části podešve) stabilní bota často diametrálně vyšší hmotnost. Tato položka může být také samostatnou proměnnou v možném zkoumání. Ani boty stejného druhu (dle dropu) nemohou mít stejnou hmotnost a určitě by bylo zajímavé sledovat, zda se mění rozložení tlaku v botě v závislosti na její hmotnosti (za předpokladu stejné rychlosti, techniky, dropu a podobně).

Obuv použitá k měření ze skupiny stabilních má trojí zastoupení. Je to z důvodu větší možnosti porovnání tohoto druhu bot a ne jednoho specifického modelu. Bota Nike Zoom Structure+ 17 má sklon 10 mm s tím, že pod patou se vyskytuje 29 mm a pod špičkou 19 mm podešve. Bota Adidas Supernova Glide Boost je dropem shodná s předchozí, ale pod patou naměříme 27 mm a pod špičkou 17 mm podešve (dle www.runningwarehouse.com). Na botě Nike Dart 9 je použit sklon 10 mm.

K testovaným botám je vhodné dodat, že stabilní boty značky Nike byly používány nepravidelně a pouze k chůzi. Stáří obou bot bylo v době testování necelých 10 měsíců. Boty Adidas byly přibližně 6 měsíců po zakoupení a byly používány – ne však více než 400 km (běhány druhým probandem). Nebylo vhodné testovat používané boty u druhého probanda a srovnávat je s novou vybalenou minimalistickou obuví značky Salming, proto u druhého probanda byla zvolena vlastní užívaná bota Salming Distance (naběháno cca 700 km). Boty Salming Distance používané u prvního i druhého probanda byly nové, či používané k občasné chůzi po dobu 3 – 4 měsíců. Ani jedna z testovaných bot nenesla žádné známky opotřebení v materiálu podešve, podrážky ani svršku boty. I přes občasné užívání speciálně tvarovaných ortopedických stélek u některých probandů byly pro toto měření boty testovány pouze a výhradně v původních a originálních stélkách jednotlivých druhů obuvi.

Abychom byli schopni změřit rozložení tlaku při běhu na boso, museli jsme pro vložení stélky použít botu, která má vlastnosti dropu 0 mm, a je vhodná pro chodidlo svojí nulovou podporou, pružností ve všech místech a nízkou hmotností. K tomuto účelu posloužila neoprenová ponožka Hiko Flexi, která se standardně používá k simulaci běhu na boso na vědeckém servisním centru CASRI.

3.6 Metodika práce

Před samotným měřením bylo nutné zajistit probandy pro tuto pilotáž. To vzhledem k probíhající atletické halové sezoně nebyl úplně jednoduchý úkol, neboť několik běžců přirozeně upřednostnilo vlastní trénink či závodní činnost a někteří se již stihli v úvodních závodech sezony zranit. Proto je soubor probandů velmi heterogenní a to hned v několika ohledech (například ve smyslu sportovní specializace, provozované úrovně, objemu naběhaných kilometrů a podobně). Měření pak proběhlo po předchozí

domluvě na vědeckém pracovišti CASRI v Praze, kdy ve třech po sobě jdoucích dnech byl otestován vždy jeden proband. Každému běžci byly před nástupem na běžecký pás vloženy do boty (mezi chodidlo a původní stélku) vložky Pedar – X, které jsou schopny snímat tlak po celé své ploše. Z těchto speciálních vložek vede pás pro přenos dat (přechází v kabely), který je kvůli rozsahu pohybu uchycen páskem v oblasti pod kolenem. Další uchycení kabelů je co nejblíže k oblasti kyčelního kloubu. Odtud již kabely vedou do snímače, který má proband umístěn na bederním páse na zádech. Z tohoto snímače jsou data přenášena „živě“ a bezdrátově do počítače díky speciálnímu přijímači a softwaru německé značky Novel (www.novel.de).

Obrázek 12

Použití technologie Pedar – X na běžci (vlastní zdroj)



Konzultací problematiky a vhodnosti měření s pracovníky CASRI bylo domluveno měření 100 dokroků pravou nohou a 100 dokroků levou nohou v každé rychlosti. To znamená, že každý proband absolvoval vždy v dané botě, technice a rychlosti 90 vteřin běhu. Kvůli minimalizaci změn v průběhu měření byl navržen tento postup:

- 1.) stabilní boty – běh v 10 km/h přes patu, 10 km/h přes špičku, 12 km/h přes patu, 12 km/h přes špičku, 14 km/h přes patu, 14 km/h přes špičku, 16 km/h přes patu, 16 km/h přes špičku
- 2.) minimalistické boty – běh v 10 km/h přes patu, 10 km/h přes špičku, 12 km/h přes patu, 12 km/h přes špičku, 14 km/h přes patu, 14 km/h přes špičku, 16 km/h přes patu, 16 km/h přes špičku
- 3.) neoprenová ponožka – běh v 10 km/h přes patu, 10 km/h přes špičku, 12 km/h přes patu, 12 km/h přes špičku, 14 km/h přes patu, 14 km/h přes špičku, 16 km/h přes patu, 16 km/h přes špičku

Základní rychlost 10 km/h byla stanovena v každém typu boty jako „adaptační“. Úseky v této rychlosti byly systémem zaznamenány v obou technikách, ale kvůli „srovnání se“ s přechodem z jednoho typu boty do druhého respektive z vyššího dropu do nižšího nebudou zařazovány hodnoty z této rychlosti do konkrétních komparací. Mohou být zmíněny pro průkaznost určité tendence závislé právě na rychlosti běhu.

Díky přezouvání nemusel být vložen žádný „úmyslný“ interval odpočinku k zotavení po nejrychlejším úseku, neboť přendávání vložek Pedar – X probíhá kvůli jejich hodnotě relativně obezřetně a pomalu. Navíc při každé výměně bylo vhodné vložky znovu překalibrovat, aby nedocházelo k výpadkům snímání v určitých oblastech.

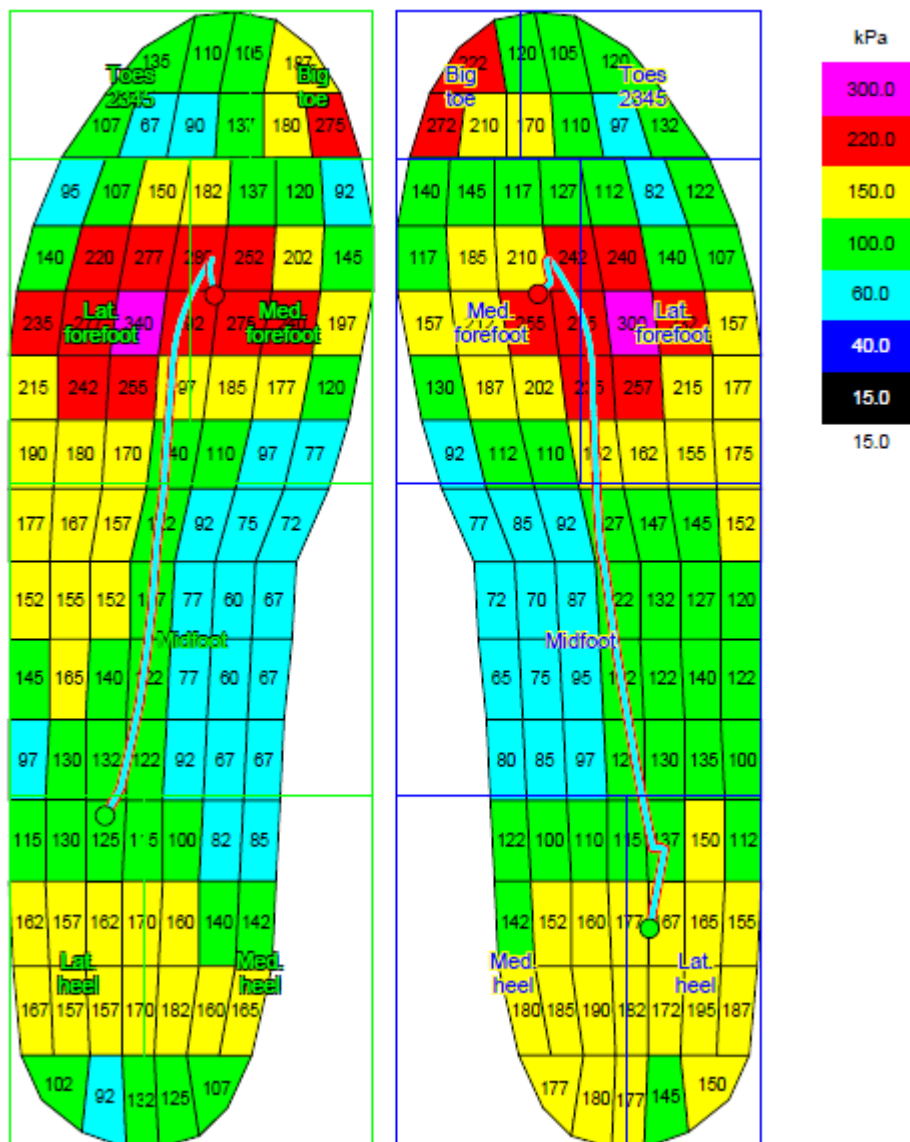
Každý proband tedy běžel přesně 24 úseků po 90 vteřinách. To znamená, že v každých botách strávil na běhátku 12 minut, při kterých uběhl vzdálenost přibližně 2600 m. Celkem tedy během měření, které trvalo v průměru 60 minut, jedinec naběhal 7,8 km.

Vzhledem k množství získaných dat a parametrů, které využívaný software nabízí, vzniklo přes 1000 stran grafů, tabulek, obrázků a přehledů, rozhodli jsme se sledovat jen vybraná data. Sledovanými parametry jsou pro porovnání podobně jako u Rohulánové (2010) a Gerycha (2009) maxima tlaku, průměry maximálních tlaků na chodidle, plocha zatěžované oblasti a křivka rozložení tlaku. Ostatní hodnoty jako například časový průběh síly, nebo délka kontaktu s podložkou byly sledovány spíše okrajově a jsou zmíněny v práci jen v malé míře. Vhodné je ještě doplnit, že sledování tlaku na chodidle probíhá v sedmi dílčích oblastech, které rozděluje samotný software. Jsou to v anglickém znění lateral heel, medial heel, midfoot, lateral forefoot, medial

forefoot, toes a big toe. V češtině bychom se mohli setkat s výrazy laterální a mediální část paty, „středonoží“ (oblast podélné klenby), laterální a mediální část přednoží (v této práci užíván spíše výraz přední část chodidla), oblast prstů a samostatná oblast palce nohy. Na obrázcích jsou uváděny anglické originální výrazy, v textu pak jsou hodnoty vysvětlovány skrze české výrazy.

Obrázek 13

Rozložení segmentů na chodidle dle softwaru Novel



4. Výsledková část

Vzhledem k objemu dat vytvořených softwarem Novel a k lepší přehlednosti práce je výsledková část rozdělena do několika dílčích subkapitol. Zvlášť jsou zde popisovány intraindividuální hodnoty, skutečnosti a změny u jednotlivých probandů. Další kapitola se z důvodu heterogenity souboru věnuje interindividuálnímu srovnání běžců mezi sebou, kde je zhodnocena společná charakteristika probandů respektive jejich výsledků jako základ pro diskuzi a závěr této diplomové práce.

4.1 Intraindividuální komparace probandů

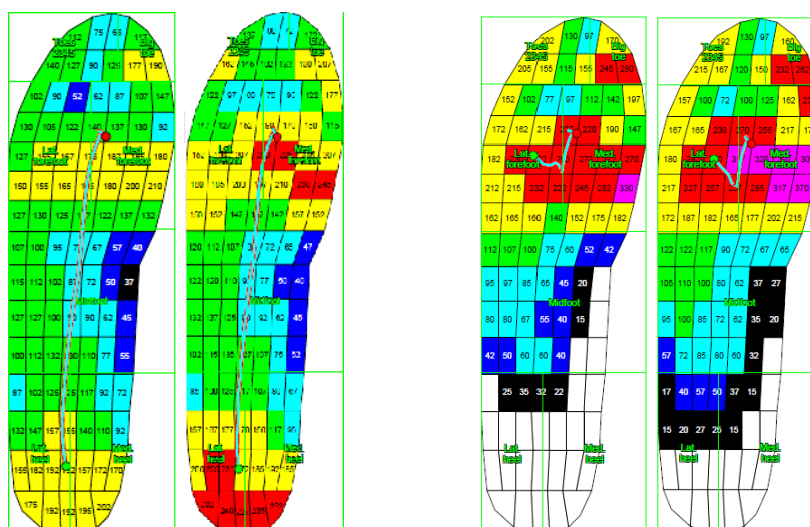
V této kapitole jsou porovnávány získané hodnoty vždy v rámci daného běžce, to znamená, nejsou komparovány s nikým dalším. Tento způsob eliminuje odchylky v rozdílnosti techniky běhu či „běžecké zkušenosti“ a dovoluje nám získat jiné výsledky než zkoumání interindividuálních hodnot. Hodnoty probandů jsou tedy porovnávány se získanými hodnotami stejného běžce ale v jiných rychlostech, v odlišné technice běhu a zejména v jiných botách (při stejných ostatních proměnných). Zajímalo nás tedy nejvíce porovnání tlaků na stélku Pedar – X například při základní rychlosti 12 km/h při běhu přes patu v botách stabilních vůči botám minimalistickým vůči běhu na boso. Druhou skutečností, ke které bylo směřováno naše úsilí, byla komparace hodnot v odlišné technice (při zachování ostatních podmínek neměnných), komparovali jsme tedy hodnoty například z běhu v 16 km/h v botách Salming při dokroku přes patu a při běhu přes špičku.

4.1.1 Proband č.1 (J.M.)

Pro porovnání naměřených hodnot u J.M. byla vybráno chodidlo, na kterém je lépe vidět probíhající změny (viz obr. 14 a 15). J.M. při běhu ve stabilní obuvi (Nike Structure 17) s dropem 12 mm zaznamenal v zobrazených rychlostech 12 a 16 km/h následující hodnoty. Při běhu přes patu bylo zatíženo samozřejmě celé chodidlo v 100% svého povrchu (172 cm^2). V nižší rychlosti nedocházelo k zvýšenému zatížení, v rychlosti 16 km/h se již vlivem rychlosti objevily i hodnoty blíží se 250 kPa a to jak v oblasti vnitřní i vnější paty tak v oblasti vnitřního přednoží. V oblasti paty je tento zvýšený tlak zapříčiněn větší energií při dopadu, v oblasti přednoží je příčinou větší požadavek na odraz před letovou fází. Oba tyto parametry jsou přímo spojené s vyšší rychlostí. Při běhu přes špičku se zvětšovala zatěžovaná oblast chodidla ze 132 cm^2 na 145 cm^2 s prakticky totožnou odchylkou 8 cm^2 . Zvýšená rychlost se projevila, stejně jako u běhu přes patu, větším maximem tlaku na vnitřní části přednoží. Při běhu v nižší rychlosti se pohybovaly maxima v této části okolo 330 kPa, u rychlosti 16 km/h došlo k navýšení k cca 370 kPa. Tato změna (přibližně 40 kPa) je obdobná jako při běhu přes patu. Nejkratší délka kontaktu chodidla s povrchem byla zjištěna při běhu přes přední část chodidla v nejvyšší rychlosti, kdy doba kontaktu nepřekročila ani v jednom ze 100 měřených kroků 190 ms. Při nižší rychlosti kontakt trval přibližně 212 ms. Při běhu přes patu byla zjištěna délka kontaktu v obou rychlostech jen o 5 ms delší.

Obrázky 14 a 15

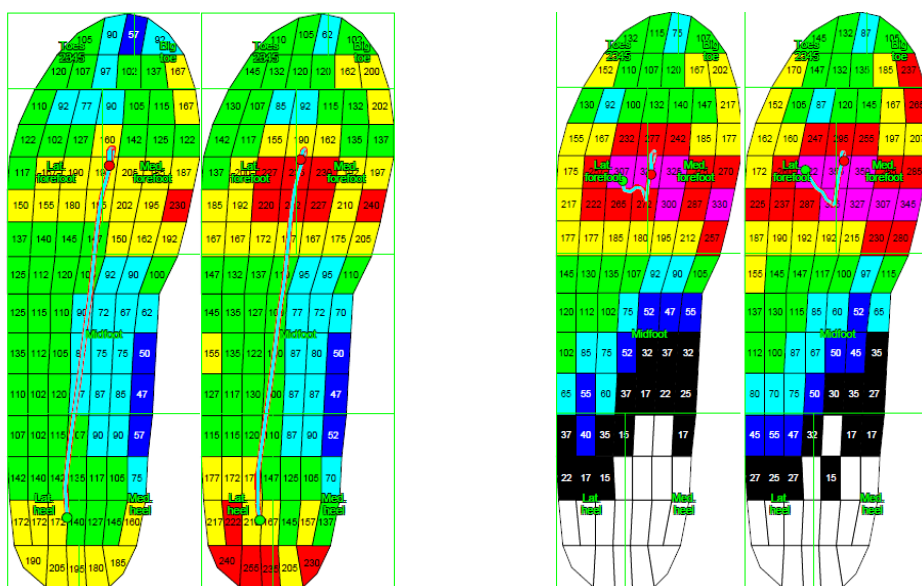
Otisk levého chodidla J.M. ve stabilní obuvi ve 12 a 16 km/h při běhu přes patu (obr. 14) a při běhu přes přední část chodidla (obr. 15)



Měřením v minimalistické obuvi (Salming Distance) s dropem 5 mm zaznamenal J.M. následující hodnoty. Při běhu přes patu je v rychlosti 12 km/h opět vyšší tlak v přední části chodidla, kde nedochází v této technice k brdicím procesům, ale odrazovým. Tlak zde dosahuje hodnot 230 kPa na patě byly naměřeny hodnoty okolo 200 kPa. Při rychlosti 16 km/h jsme zaznamenali na patě hodnoty 260 kPa a v přední části chodidla 244 kPa. Délka kontaktu chodidla s podložkou se se zvyšující rychlostí zkracuje z 230 ms na 196 ms. Při běhu přes přední část chodidla se zmenšila zatěžovaná oblast ze 172 cm² přibližně na 145 cm² (při 12 km/h bylo zatíženo 142 cm² a při 16 km/h bylo zatíženo 147 cm²), tomu odpovídající obrázek 17 však může poukazovat na to, že zde mohlo dojít k jisté odchylce v měření v určitých bodech a tím i zvětšení zatížené plochy o pár jednotek cm². Plocha 145 cm² odpovídá 84,3 % z celkové plochy chodidla. Maximální hodnota tlaku, která se při 12 km/h objevuje je 337 kPa a při vyšší rychlosti roste i tlak na 359 kPa v obou případech s odchylkou necelých 18 kPa. Maximální hodnoty tlaku při 12 km/h odpovídaly 338 kPa a při 16 km/h se hodnoty zvýšily na 359 kPa. Délka kontaktu s podložkou byla 191 ms (12 km/h) a 221 (16 km/h).

Obrázky 16 a 17

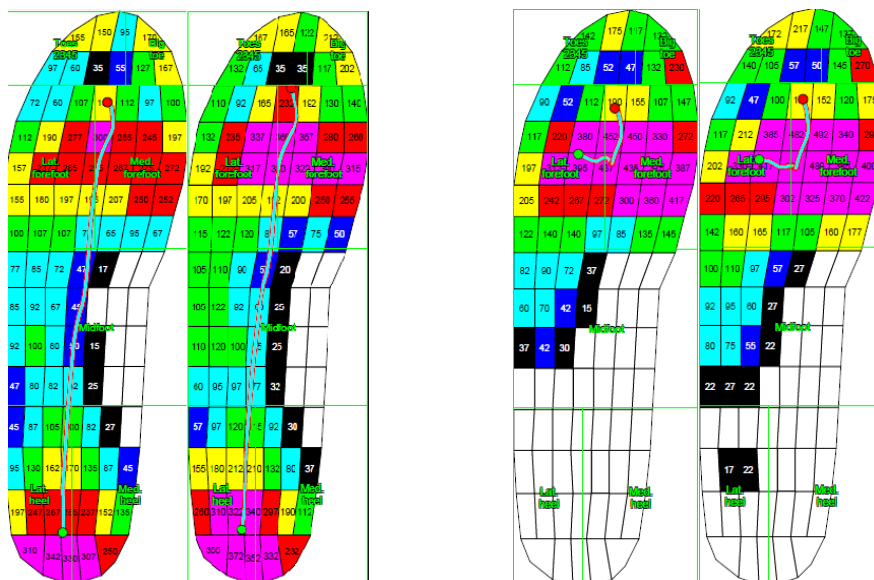
Otisk levého chodidla J.M. v minimalistické obuvi ve 12 a 16 km/h při běhu přes patu (obr.16) a při běhu přes přední část chodidla (obr. 17)



Při běhu v neoprenových ponožkách s nulovým dropem (simulace běhu na boso) jsme u J.M. zaznamenali následující hodnoty. Při běhu přes patu byla zatěžovaná oblast 140 cm² (při 12 km/h) a 141 cm² (při 16 km/h). Nezatěžovaná oblast označená bílou barvou v tomto případě odpovídá tvaru podélné klenby nožní. Maxima tlaku jsou zde poprvé vyšší v oblasti paty než přední části chodidla. Jedná se o hodnoty 354 kPa v 12 km/h a 439 kPa při rychlosti 16 km/h. V přední části chodidla došlo k nárůstu z 305 kPa na 363 kPa. Délka kontaktu chodidla s podložkou se se zvyšující se rychlostí snižovala z 225 ms na 183 ms. Při běhu přes přední část chodidla došlo k nejmarkantnější změně v zatěžované ploše chodidla. Ta v těchto úsecích činila jen 91 cm² (12 km/h) a 104 cm² (16 km/h). Tyto hodnoty odpovídají v rychlosti 12 km/h pouhým 53% celé stélky a 65% otisku s porovnáním při běhu přes patu. Při běhu v 16 km/h odpovídaly tyto hodnoty 60% celé stélky a 74% otisku při běhu přes patu. Maxima tlaku jsme při běhu přes špičku zaznamenali na hodnotách 464 kPa (12 km/h) a 504 kPa (16 km/h). Délka kontaktu s povrchem činila 215 ms (12 km/h) a 184 (16 km/h).

Obrázky 18 a 19

Otisk levého chodidla J.M. při běhu na boso ve 12 a 16 km/h při běhu přes patu (obr. 18) a při běhu přes přední část chodidla (obr. 19)



Studiem hodnot získaných hodnot J.M. můžeme říct, že technika tohoto běžce není zdaleka stabilizovaná. Občas dochází k přesunu odrazu na vnější stranu chodidla, což ukazuje na vtočení špiček dovnitř. V několika případech se objevují rozdíly mezi

pravou a levou nohou v rozličných hodnotách (zejména velikost zatěžované oblasti a maxima tlaku) přesahujících 10%. To má za následek i jinou křivku centra tlaku, která se u tohoto probanda jeví odlišně u levé a pravé nohy.

Měření již prvního probanda naznačilo určité tendence co se rychlosti a běžecké obuvi týče. V první řadě je vidět signifikantní rozdíl mezi během v obuvi a bez obuvi a to nezávisle na velikosti jejího dropu. U běhu přes patu se v místě prvního kontaktu se zemí při běhu na boso zvětšilo maximum tlaku na přibližně 150 % oproti běhu v jakékoliv běžecké obuvi, přičemž můžeme říci, že v této oblasti není zásadní rozdíl mezi stabilní a minimalistickou botou Salming. Prakticky to samé můžeme říci i o odrazové přední části nohy, na které je vyvíjen diametrálně odlišný tlak při běhu v botě a naboso. Opět dochází přibližně k 40 – 50 % navýšení v místech s největším tlakem. Tento nárůst se ale vůbec neobjevil v oblasti palce, který je při běhu také používán jako vůbec poslední článek dopomáhající odrazu nohy. Tlak v této oblasti zůstal absolutně beze změny na hodnotách okolo 200 kPa (při běhu v 16 km/h). Na první pohled překvapující při běhu přes patu u tohoto probanda je fakt, že v oblasti podélné klenby působí chodidlo na stélku menšími tlaky než při běhu v botě. To může ukazovat na vysokou klenbu nohy, která více podporovala tlumení v tvarované botě tím, že na ní byla rozložena část tlaků, která jsou při běhu na boso u J.M. působí mnohem více v oblastech paty a přední části nohy.

To, co je na první pohled při srovnání jednotlivých otisků z běhu přes špičku vidět, je zatížená plocha nohy. Při běhu na boso došlo k výraznému snížení této plochy ze 122 cm² na 90 cm² při 12 km/h, respektive ze 144 cm² na 120 cm². Pokud těleso o stejné váze působí na podložku na menší ploše, je zřejmé, že v místech kontaktu působí větším tlakem. To se projevilo i v tomto případě. Maxima tlaků tak vystoupala při běhu na boso až k 450 kPa (12 km/h) respektive lehce pod 500 kPa (16 km/h). Zajímavá je při běhu přes špičku i křivka centra tlaku. U běhu v obuvi po překlopení chodidla mediálně (těžiště klesá a pata se blíží k povrchu) křivka nabírá dopředný charakter (zahájení odrazové části) a pokračuje až před místo posledního kontaktu s podložkou. V reálné technice by toto znamenalo určité zhoupnutí směrem k palci, které by proběhlo ještě před samotným odrazem. V tomto případě, což potvrzuje běh otisk z běhu na boso, se však jedná velmi pravděpodobně o zpětnou reakci materiálu, kdy chodidlo již

dokončilo odraz, ale vlastnostmi materiálu a jejich návratem do původního stavu se objevuje na stélce ještě tato „návratová“ tlaková stopa.

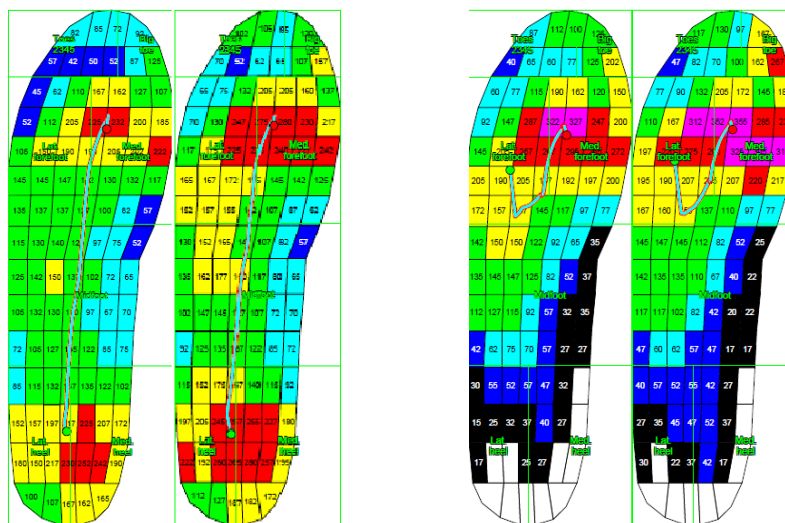
4.1.2 Proband č. 2 (M.T.)

Měřením tohoto probanda ve stabilních botách (Adidal Glide boost) s dropem 10 mm jsme zaznamenali následující hodnoty. Zatíženo bylo samozřejmě 100% chodidla. Vzhledem k velikosti nohy běžce odpovídá velikost stélky 191 cm^2 . Při rychlosti 12 km/h dosahovalo maximum tlaku k hodnotám 260 kPa. Zde byly hodnoty tlaku na patě stále nižší než na přední části chodidla. Rychlost 12 km/h vyvolala v tomto případě při odraze odezvu okolo 240 kPa. Navýšení rychlosti odpovídá i navýšení těchto tlaků v obou segmentech chodidla. V rychlosti 16 km/h došlo k vyrovnání hodnot pod patou i špičkou. V obou segmentech byly naměřeny maxima tlaků v hodnotě 283 kPa na mediální straně. Na straně laterální byla obě maxima o 10 kPa nižší. Délka kontaktu se povrchem se zkrátila z 280 ms na 230 ms.

Při běhu přes přední část chodidla došlo ke zmenšení zatěžované plochy. Jakákoliv hodnota tlaku se objevila v obou rychlostech na 174 cm^2 . Zde tedy nedošlo změnou rychlosti k významné změně velikosti zatěžované plochy (změna jen v rámci desetin centimetru). Tlak přesunutím veškeré činnosti na přední část chodidla ale samozřejmě vzrostl a to z hodnot blížících se 330 kPa při 12 km/h na hodnoty mírně přesahující 360 kPa (při 16 km/h). U tohoto probanda není kromě otisku v 16 km/h nijak zvýrazněn odraz z oblasti palce. Oblast buď přechází v část mediálního přednoží, nebo se zde žádné vyšší hodnoty ani neobjevují. Chodidlo bylo v této technice a botě v kontaktu se zemí 256 ms (12 km/h) a 223 ms (16 km/h).

Obrázky 20 a 21

Otisk levého chodidla M.T. při běhu ve stabilní botě v 12 a 16 km/h při běhu přes patu (obr. 20) a při běhu přes přední část chodidla (obr. 21)



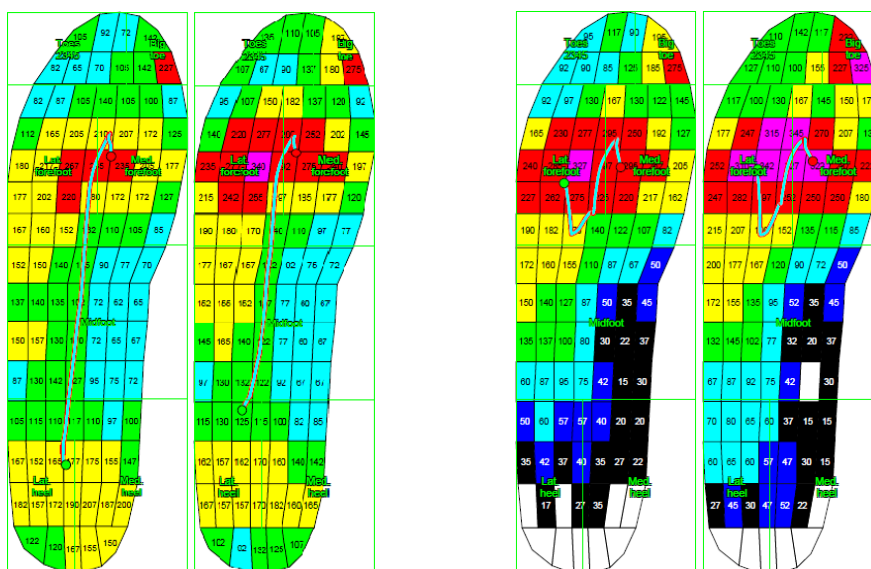
Výsledky u tohoto probanda v obuvi Salming byly pro mne největším překvapením ze všech měřených úseků. Jak již bylo popsáno v teoretických východiscích práce, tato a každá jiná minimalistická obuv je určena k běhu přes přední část chodidla. Z tohoto důvodu nemá žádné speciální materiály či technologie pod mediální i laterální částí paty. I přes to byly naměřeny následující hodnoty, které jsou výrazně odlišné od ostatní i od předpokladu. Při běhu v adaptační rychlosti 10 km/h bylo rozložení tlaku prakticky bez červených hodnot (ty odpovídají vždy hodnotám 150 – 220 kPa). Maximální tlak zde byl naměřen 249 kPa a to přibližně uprostřed oblasti laterálního přednoží. Dále se pak tyto hodnoty v přednoží navyšovaly přes 270 kPa (12 km/h) až k 342 kPa (16 km/h). Nutno v tomto případě podotknout, že na patě byly tlaková maxima vždy nižší než u přednoží a to od hodnot 197 kPa (10 km/h), přes 211 kPa (12 km/h) a 193 kPa (16 km/h). Vyšší rychlost u tohoto probanda vyvolalo posunutí místa prvního kontaktu s povrchem vpřed ve směru pohybu. Délka kontaktu s povrchem se snižovala od 300 ms (10 km/h) přes 276 ms (12 km/h) až ke konečné hodnotě 230 ms (16 km/h).

Získané výsledky z měření v botách s pětimilimetrovým dropem v běhu přes špičku měly tuto podobu. Plocha zatížení se snížila na 174 cm² při 12 km/h respektive na 178 cm² při 16 km/h. Vzhledem k mediálně se snižujícím hodnotám v oblastech

mediální paty a „středonoží“ by nemělo jít ani na okrajích otisku o chybu v měření, která může občas při pokrivení stélky nastat. Maxima tlaků se v tomto případě pohybují hodnot 328 kPa při 12 km/h a stoupají k 350 kPa při 16 km/h. Délka kontaktu se zemí levého chodidla byla při nižší rychlosti 270 ms a při 16 km/h v klesla na 230 ms. U M.T. dochází při běhu přes přední část chodidla k výrazné dvojité práci v kotníku. Po prvním kontaktu s povrchem v oblasti laterálního přednoží dochází k přesunu centra tlaku o přibližně o dvě řady tlakových senzorů, což v reálném pohybu může znamenat posun až o 4 cm směrem k patě. U pravé nohy je tento posun centra tlaku ještě o půl řady delší. To je činnost, kterou vykonává lýtkový sval a Achillova šla navíc oproti běhu přes patu a kvůli které je tato technika běhu tak náročná.

Obrázky 22 a 23

Otisk levého chodidla M.T. při běhu v minimalistické botě v 12 a 16 km/h při běhu přes patu (obr. 22) a při běhu přes přední část chodidla (obr. 23)



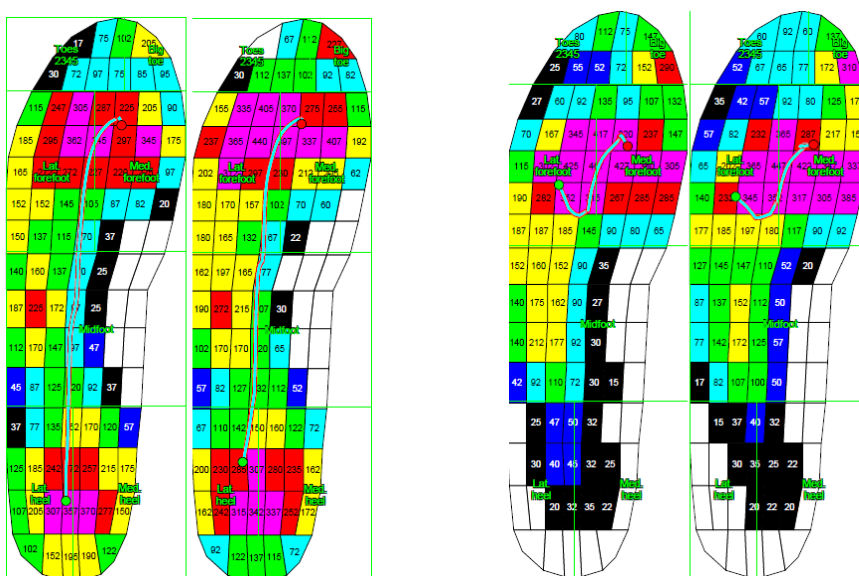
Měřením třetího druhu obuvi jsme s M.T. zaznamenali tyto hodnoty. Při běhu přes patu byla zatěžována plocha prakticky shodná nezávisle na aplikované rychlosti. U pomalejšího běhu to byla plocha 155 cm² a u rychlejšího úseku 153 cm². Zbylá část „bílých polí“ patří podélné klenbě v oblasti „středonoží“. Co se týče projevů maxim tlaku, objevily se zde zajímavé hodnoty v oblasti paty. Zde totiž nedošlo nárůstem rychlosti k prakticky žádnému nárůstu nejvyššího bodu tlaku, při obou rychlostech se hodnoty pohybovaly přibližně na 400 kPa. V oblasti přednoží tomu tak samozřejmě

nebylo. Tam maxima vzrostla z 367 kPa až na 440 kPa. Ačkoliv má tento proband nejvyšší tělesnou hmotnost, díky rozložení tlaku na největší část vlastního chodidla dosáhl při běhu na boso relativně nízkých hodnot.

Při měření běhu přes přední část chodidla zatěžoval M.T. celých 140 cm² (12 km/h) a 120 cm² (16 km/h). Tento proband projevuje ve všech druzích obuvi vysokým procentem zatížení chodidla při běhu přes špičku. Při běhu na boso odpovídají tato čísla 91,5 % při pomalejším úseku a 78,5% při rychlejším úseku. Jeho hodnoty v dalších kontrolních úsecích ale nevykazují žádnou tendenci a hodnoty jsou bez lineární závislosti. Co se týče hodnot tlakových bodů, nejvyšších hodnot bylo dosahováno v oblasti laterálního přednoží a to 481 kPa a 467 kPa. Zde tedy došlo ke snížení maxima tlaku i přes zvýšení rychlosti běhu. Za zmínku stojí ještě určitě hodnota tlaku na palci, kde se při 16 km/h vyšplhala až na 317 kPa.

Obrázky 24 a 25

Otisk levého chodidla M.T. při běhu naboso v 12 a 16 km/h při běhu přes patu (obr. 24) a při běhu přes přední část chodidla (obr. 25)



U tohoto probanda můžeme pozorovat na získaných hodnotách a otiscích velkou stabilitu techniky přes sledovanou škálu rychlostí. I přes rychlostní změny zůstává křivka centra tlaku prakticky nezměněná. Jediná změna, ke které dochází z hlediska dokroku a jeho vedení přes chodidlo je posunutí počátečního bodu křivky centra tlaku

vpřed ve směru pohybu. Co je bohužel u tohoto běžce také stabilní, je větší zatěžování levého chodidla a pravděpodobně tedy i celé levé nohy prakticky ve všech kontrolovaných úsecích. Tento rozdíl se v určitých fázích pohybuje až k hranici 10 %, což v této problematice není zcela zanedbatelné číslo. M.T. používá při běhu přes přední část chodidla vysoké procento svého chodidla, což mu umožňuje rozložit celkový tlak na větší plochu a tím snížit působení v jednotlivých bodech. Tento způsob dané techniky je velmi vhodný zejména na dlouhé vzdálenosti při vytrvalostních bězích, neboť při něm nedochází k tak extrémním požadavkům na činnost lýtkového svalu a Achillovy šlachy.

Při porovnání jednotlivých druhů obuvi u tohoto probanda nás překvapilo, že při běhu přes patu došlo k lepšímu rozložení tlaků (a zdravějšímu způsobu běhu) v běžecké obuvi Salming (minimalistická obuv) než při použití obuvi značky Adidas (stabilní obuv), která disponuje o poznání masivnější částí podešve právě pod oblastí paty. Hodnoty jsou o to zajímavější, kdy nemůže být řeč o vedení těžiště jiným způsobem v jiném druhu obuvi, neboť při srovnání všech tří „dropů“ při běhu přes patu, otisky jsou vždy v dané rychlosti prakticky identické. V oblasti přední části nohy, v místě odrazu, dochází k nárůstu tlaků vždy se zvýšením rychlosti a také vždy se snížením dropu. Změna tlaku je signifikantnější při přechodu z dropu 5 mm na 0 mm než při přechodu prvním – z 10 na 5 mm.

4.1.3 Proband č. 3 (D.M.)

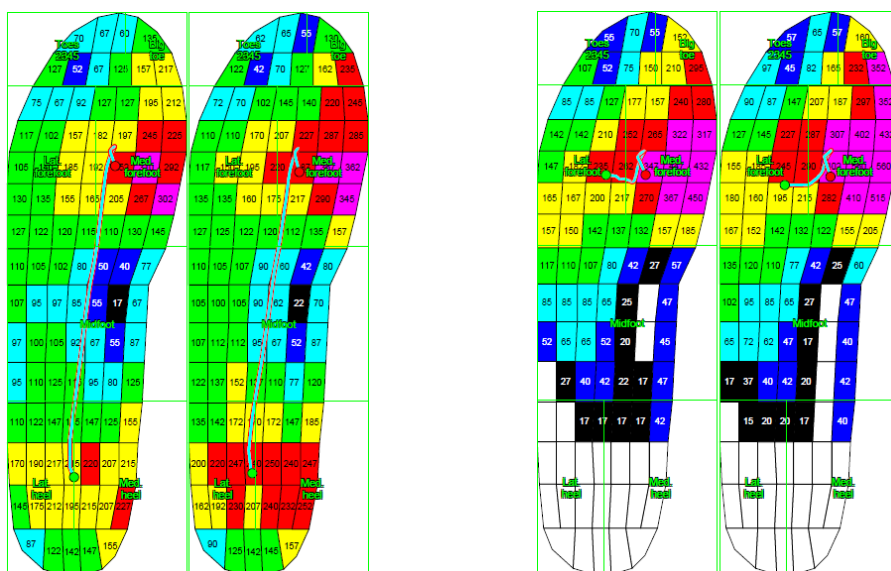
Od tohoto probanda byly očekávány nejprůkaznější a nejhodnotnější výsledky a to vzhledem k jeho vrcholné atletické běžecké specializaci. D.M. se prezentoval skrz měření ve stabilních botách těmito hodnotami. Při běhu přes patu byla při dokroku použita samozřejmě celá plocha chodidla, což v tomto případě odpovídalo ploše 172 cm². V maximálních hodnotách tlaku se D.M. dostal již v nízké rychlosti 12 km/h přes hodnotu 300 kPa. Bylo tomu tak v mediální části přednoží, kde dosáhl na levém chodidle hodnoty 313 kPa (na pravém se objevily dokonce hodnoty 363 kPa). V oblasti paty se v této rychlosti nevyskytla prakticky žádná čísla, která by přesahovala „zdravé barvy“. Nejvyšší tlak zjištěný na otisku levého chodidla byl 232 kPa. Délka kontaktu chodidla s podložkou byla 234 ms v rychlosti 12 km/h a při rychlosti 16 km/h klesla na 198 ms. Časy se rychlostí zkracují, tlaky rostou a v 16 km/h jsme při běhu přes patu

v obuvi Nike Dart 10 naměřili 370 kPa v přední části nohy (467 kPa na pravé noze v dané oblasti) a 257 kPa v oblasti paty.

Při běhu přes přední část chodidla došlo k naměření ještě vyšších hodnot. Změna v rychlosti z 12 km/h do 16 km/h se projevila zvýšením tlaku z 460 kPa na 570 kPa na levém chodidle (na pravé noze toto zrychlení vyvolalo změnu z 471 kPa na 620 kPa). Dokrok a odraz v této technice zabraly 221 ms (12 km/h) a 184 ms (16 km/h). Zatížená plocha při běhu přes přední část chodidla byla velmi malá a to 132 cm² a 133 cm². Byla tedy prakticky beze změny a to i v kontrolní rychlosti 14 km/h (131 cm²), pouze v adaptační rychlosti 10 km/h bylo zatěžováno 142 cm². Na obrázku 27 je ale v oblasti „středonoží“ vidět modrý pás, který z hlediska rozložení tlaku nedává žádný smysl vzhledem k „vytvoření“ okraje chodidla laterálně od tohoto okraje stélky. Je tedy velmi pravděpodobné, že zde došlo k překroucení stélky a vytvoření tlaku, který neměl s dokrokem nic společného. Z tohoto můžeme usoudit, že zatížená část chodidla byla ještě o několik jednotek cm² menší. V tomto případě by odpovídala zatěžovaná část chodidla přibližně 70 – 75% celé stélky. Odraz ve všech měřených úsecích byl veden z oblasti palce a zejména z oblasti přední části nohy a to striktně z její mediální části.

Obrázky 26 a 27

Otisk levého chodidla D.M. při běhu ve stabilní botě v 12 a 16 km/h při běhu přes patu (obr. 26) a při běhu přes přední část chodidla (obr. 27)



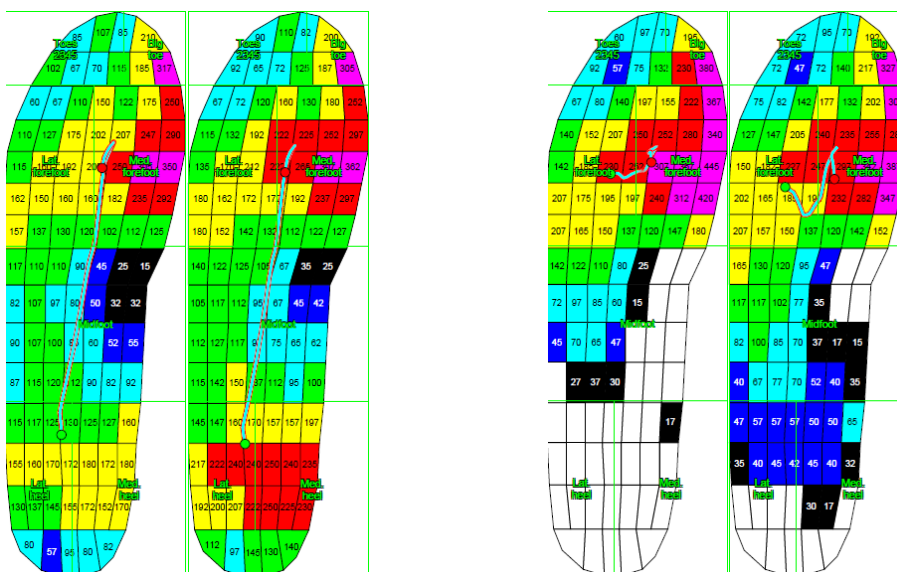
Při měření v minimalistické obuvi jsme u D.M. naměřili tyto hodnoty. Jako v každém případě při běhu přes patu v obuvi bylo zatíženo skoro celou dobu kontaktu chodidla a podložky 100% chodidla (172 cm^2). Doba od prvního kontaktu se zemí do posledního opuštění boty oporové fáze byla v měřených rychlostech snížena z 238 ms (12 km/h) na 204 ms (16 km/h). Změny v maximech tlaku byly v přední části chodidla naměřeny na hodnotách 350 kPa (12 km/h) a 364 kPa (16 km/h). V oblasti paty se při běhu právě přes tuto oblast neobjevilo více než jedno červené pole až do rychlosti nejvyšší měřené rychlosti, kde se jich objevilo hned 10. Přičemž nasazení dokroku se dle křivky centra tlaku nijak významně neposunulo. Při 12 km/h jsme v oblasti paty zjistili nejvyšší hodnoty okolo pouhých 187 kPa a při rychlosti 16 km/h tato hodnota vzrostla na 255 kPa. Jde tedy o nárůst o přibližně 70 kPa.

Měřením úseků v minimalistické obuvi při technice přes přední část chodidla jsme zaznamenali tyto výsledky. Doba zatížení jakékoliv části chodidla trvala celkem 234 ms (při 12 km/h) a 190 ms (při 16 km/h). Dle obrázku 29 lze zřetelně pozorovat nárůst zatížené plochy se zvýšenou rychlostí, avšak čísla ze systému Novel tuto skutečnost příliš nepodporují. Data z tabulek vytvořených softwarem odkazují na hodnoty zatížené plochy chodidla na 151 cm^2 , přičemž dle získaných hodnot zvýšením rychlosti probanda č. 3 nevyprovokovalo k žádné zásadní změně. Je tedy nutné připustit, že zde došlo k chybě měření, která nebyla zapříčiněna lidským faktorem, ale pravděpodobně chybou v samotném softwaru. Při 16 km/h bylo chodidlo použito na 155 cm^2 . Tyto hodnoty by odpovídaly z procentuálního hlediska přibližně 90% zatížení plochy chodidla, na obrázku ale vidíme, že skutečná procenta jsou odlišná. Došlo buď k chybě zobrazení na barevném diagramu chodidla, nebo při přepočtu jednotlivých hodnot v softwaru. Maxima tlaku se v této technice a druhu obuvi pohybovala na 436 kPa (12 km/h) a 385 kPa (16 km/h). V této vyšší rychlosti byl pravděpodobně tlak kompenzován pravou nohou, protože zde dosáhla maxima až k hodnotám 549 kPa, což znamená rozdíl 164 kPa mezi levou a pravou nohou v jednom úseku. Zásadním způsobem se změnil způsob vedení chodidla po podložce při technice běhu přes špičku. Úsek 12 km/h v přes špičku (tedy po polovině měření) D.M. sklouzl ze svého atletického odrazu k dvojité práci kotníku. Lze to vidět na křivce centra tlaku na obrázku 29, kde se křivka při nižší rychlosti nestáčí nijak k patě, ale pouze pronačně

překlápá chodidlo mediálně a přičemž drží svoji předozadní rovinu a poté nasazuje odraz, který je veden přímo vpřed. U rychlosti 14 km/h a zde znázorněných 16 km/h už ale tento velmi náročný způsob nezvládá a volí snazší techniku dvojité práce kotníku. Ta je charakteristická sestupem křivky centra tlaku směrem k patě a mírně mediálně a po větším či menším klesnutí paty k podložce (které má za následek větší otisk nohy) zahajuje běžec odraz, při kterém se křivka stáčí ke špičce. Poslední pokles křivky opět směrem k patě už bylo dříve popsáno jako elastická pružnost materiálu podrážky, která působí při, respektive několik milisekund po odrazu zpět na chodidlo. Změna techniky D.M. koresponduje i s jeho zpětnou vazbou, kdy tvrdil, že přibližně v polovině celého jeho měření začal pociťovat pálení v lýtkových svalech.

Obrázky 28 a 29

Otisk levého chodidla D.M. při běhu v minimalistické obuvi v 12 a 16 km/h při běhu přes patu (obr. 28) a při běhu přes přední část chodidla (obr. 29)



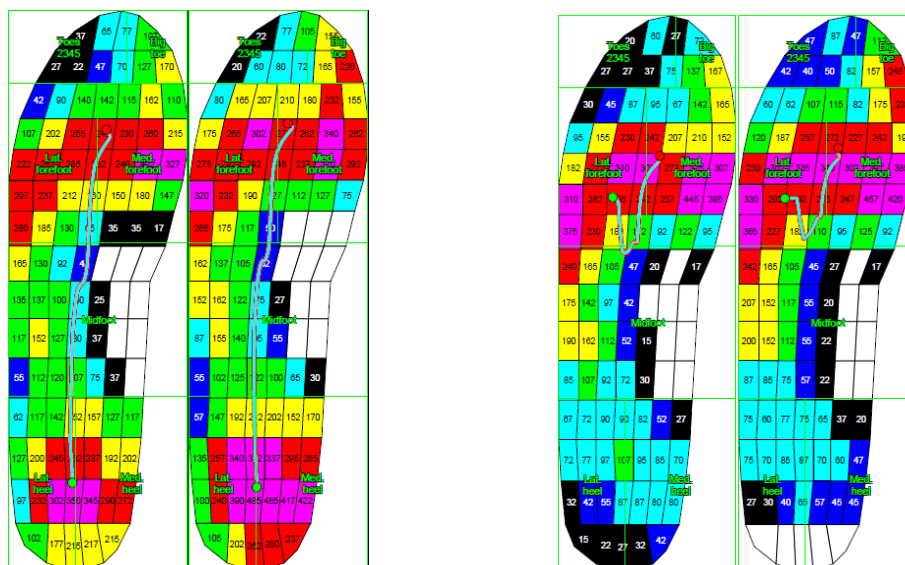
Závěrečným úsekem celého měření byl úsek běžený naboso respektive v neoprenových ponožkách Hiko. Zde bylo zatíženo při běhu přes patu prakticky shodně 142 cm^2 (12 km/h) a 143 cm^2 (16 km/h), avšak nutno k tomuto dodat, že zde není celková plocha vložky původních 172 cm^2 , ale kvůli ohýbání stélky v ponožce (a jejímu možnému následnému poškození) byla použita stélka menší. Délka kontaktu chodidla s podložkou byla v těchto případech 211 ms (12 km/h) a pouhých 178 ms (16 km/h). Maxima tlaku zde doznala změn v oblasti přední části chodidla z 403 kPa (12 km/h) na 563 kPa (16

km/h). Sice zde došlo k enormnímu nárůstu až o 160 kPa, ale co se týče porovnání levé a pravé nohy, neobjevily se zde (u D.M. prakticky poprvé) signifikantnější rozdíly. V oblasti paty došlo k navýšení maxim z hodnot 365 kPa na 524 kPa. V této oblasti dokonce pravé chodidlo zobrazovalo nižší hodnoty, což u D.M. nebylo obvyklé. Co se týče křivky centra tlaku, je zde nejvíce ze všech probandů zřetelný jev při běhu na boso a to přetáčení chodidla mediálně (k odrazu) v oblasti klenby nohy.

Při běhu přes přední část chodidla D.M. určitým způsobem zatížil 140 cm^2 (při 12 km/h) a 137 cm^2 (při 16 km/h). Při porovnání s technikou přes patu odpovídaly tyto hodnoty 98,5 % při běhu v 12 km/h a 96,5 % při běhu v 16 km/h. Tento nemalý rozdíl koresponduje s dvojitou prací v kotníku, která je zde velmi výrazná. Dochází k poklesu o 1 až 1,5 řady tlakových senzorů ve stélce. Délka kontaktu chodidla s podložkou byla 213 ms a po zvýšení rychlosti na 16 km/h jsme naměřili hodnotu 180 ms. Maxima tlaku zde byla rozložena na celou oblast přednoží, stejně jako při běhu na boso přes patu. Naměřené výsledky měly hodnotu 459 kPa (12 km/h) a 554 kPa (16 km/h). Přičemž D.M. v nejvyšší rychlosti opět používal při odrazu více pravou nohu, což je ukázáno maximem na hodnotě 631 kPa, který se velmi přiblížil maximální hodnotě, který vůbec vložka Pedar – X dokáže změřit. Tato hraniční hodnota je stanovena na 668 kPa.

Obrázky 30 a 31

Otisk levého chodidla D.M. při běhu naboso v 12 a 16 km/h při běhu přes patu (obr. 30) a při běhu přes přední část chodidla (obr. 31)



Předpoklad výborné stabilní techniky a všech připojených hodnot u tohoto probanda měl v konečném hodnocení značné trhliny. D.M. se prezentoval nestejným zatěžováním levého a pravého chodidla a to prakticky ve všech měřených úsecích. V extrémech se tyto rozdíly pohybovaly až v oblasti 25 – 30 %. Z hlediska techniky běhu přes přední část chodidla můžeme u D.M. pozorovat v první polovině měření účinný atletický odraz, kdy křivka centra tlaku vůbec neklesá, ale po prvním kontaktu se zemí se chodidlo pouze překlápí a zahajuje odraz. I vrcholově trénovaný atlet ale evidentně tuto techniku neudrží déle než pár minut bez pocitu pálení v lýtkových svalech. Proto je vhodnější zvolit variantu dvojité práce v kotníku, ke které se proband později také přiklonil. Zajímavé bylo centralizování odrazu při běhu. V botě (ať stabilní či minimalistické) byl odraz veden výhradně z mediální části přednoží za podpory palce, avšak při simulaci běhu na boso byla k odrazu užívána celá část přední části chodidla od malíkové strany až k palcové. K prvnímu kontaktu s povrchem při běhu přes patu můžeme říci, že v minimalistických botách Salming D.M. nasazoval o něco dále (od paty) než při obou ostatních měřeních. Dropem by tedy tato změna neměla být způsobena. Pravděpodobně jiná vlastnost boty mohla vést k této změně, neboť něco podobného můžeme pozorovat i u probanda č. 2.

4.2 Interindividuální komparace

Při této pilotáži, ač byl testovaný soubor probandů velmi úzký, lze jednotlivce porovnávat na základě relativně velkého množství proměnných. Záměrně bylo ale vybráno ale několik z nich. Probandi jsou níže porovnání na základě primárního cíle práce, na základě dropu boty, a dále pak k němu zvolenými dvěma proměnnými, které považujeme za důležité v této práci a které byly vědomě při měření měněny. Další charakteristiky, ve kterých získané hodnoty porovnááme, jsou technika dokroku a rychlost běhu.

4.2.1 Komparace hodnot dle dropu obuvi

Nejdříve je nutné připomenout, že při měření byly použity tři druhy běžecské obuvi rozdělené dle míry dropu. Ale skupina stabilních bot byla u každého probanda zastoupena jiným modelem a u M.T. i jinou značkou. Nastavení měření tímto způsobem nám mělo pomoci k možnosti porovnání v o něco širším spektru, než by bylo pouhé

porovnání tří běžeckých modelů. Ve skupině stabilních bot, tedy boty s dropem 10 mm a větším byly použity v tomto pořadí modely Nike Zoom Structure 17, Adidas Glide Boost, Nike Dart 10. Ve skupině minimalistických bot všichni probandi běželi v botě Salming Distance s dropem 5 milimetrů a pro simulaci běhu na boso byly použity neoprenové ponožky Hiko s nulovým dropem.

Hodnoty, které nás z hlediska rozdílné obuvi zajímaly, jsou ty, které se týkají hodnot tlaku v dané botě. V tu chvíli je nutné rozlišit maximální hodnoty tlaku v oblasti paty a v oblasti přední části chodidla. K porovnání hodnot maxima tlaku v oblasti paty pomůže ozřejmit tabulka 7. Tato tabulka vlastně porovnává, jakým způsobem je tlak v oblasti paty rozkládán při dokroku právě přes tuto oblast. Zde jsme zaznamenali velmi neočekávané hodnoty. Ačkoliv boty minimalistické nejsou svým charakterem přirozeného běhání přes přední část chodidla vůbec k běhu přes patu vyráběny a doporučovány, můžeme zde vidět, že při jejich použití objevují se při běhu přes patu menší hodnoty maximálního tlaku než u bot stabilní, který mají drop v tomto případě dvojnásobný. Téměř vždy totiž hodnota tlaku v dané rychlosti je u dropu 5 mm nižší než u obuvi s 10 mm dropem. V běhu v obuvi s nulovým dropem jsme naměřili hodnoty, které často přesahují i 50 procentní nárůst v maximum tlaku oproti běhu v botě s dropem 10 mm. V tomto případě tedy množství materiálu pod patou nezaručuje menší zatížení v oblasti paty při dokroku.

Oproti tomu když porovnáme hodnoty maximálních tlaků v přední části chodidla, které zobrazuje tabulka č. 8, zjistíme, že většinou zde hodnoty stoupají se zmenšujícím se dropem. Rozdíly mezi botou stabilní a minimalistickou zde není tak výrazný a často je v oblasti přednoží v botě minimalistické i maximum tlaku nižší než u stabilní, ale v porovnání s během v neoprenové ponožce je tento trend platný téměř vždy. Nárůst hodnot mezi botou stabilní a neoprenovou ochranou chodidla je v dané rychlosti obvykle větší než 30%. Výjimku zde vytváří proband č. 3, u kterého jsou výsledky tlaku v přednoží zkresleny jiným způsobem odrazu, než byl předpokládán. Blíže je tato skutečnost vysvětlena dále v textu.

Překvapivé hodnoty jsme zaznamenali i při zkoumání doby kontaktu chodidla s povrchem. Jak ukazuje totiž tabulka 7, ve většině případů je délka kontaktu se zemí nejdelší v minimalistické obuvi Salming (drop 5 mm). Tuto zjištěnou skutečnost na

základě konzultace s odborníky z CASRI odůvodňujeme tím, že chodidlo v minimalistické botě nemá takovou podporu (je zde kladen větší důraz na pohybový aparát) a běžec tedy nezvládá zrealizovat oporovou fázi v takové dynamice jako v obuvi stabilní. To by ovšem znamenalo, že při běhu na boso bude délka kontaktu ještě větší, avšak zde přichází důsledek většího reflexního zapojení chodidel a zároveň zvýšení frekvence kroků.

4.2.2 Komparace hodnot dle techniky běhu

V této diplomové práci rozlišujeme dvě techniky běhu. Můžeme samozřejmě říci, že co běžec, to individuální pojetí, ale vždy najdeme jisté znaky, které jsou v daném projevu shodné nebo minimálně podobné. Rozdíly v technice v této práci jsou vnímány skrz způsob došlapu přes patu a přes přední část chodidla. V souvislosti s dnešní nabídkou běžecké obuvi, se k běhu přes patu obvykle nabízí obuv stabilní s tlumícími vlastnostmi zejména v oblasti paty a k běhu přes špičku se užívají boty minimalistické nebo typu barefoot, kde odtlumení nárazů při dokroku přechází z materiálu na pohybový aparát běžce.

Běh přes patu se tedy projevuje při došlapu kontaktem se zemí v oblasti paty a dle segmentace chodidla dle firmy Novel můžeme říct, že jde často o dokrok, při kterém, je těžiště přibližně na přechodu mediální a laterální části. Vzdálenost centra tlaku při prvním kontaktu od okraje chodidla je závislá již na daném běžci. Proband J.M. se prezentoval nášlapem nejbližší k patnímu okraji stélky. Tento proband je zvyklý běhat při běžecké části tréninku zejména přes patu. Proband M.T. naopak naběhává přes 200 km měsíčně technikou přes špičku a pravděpodobně proto je jeho první bod centra tlaku umístěn o poznání blíže ke špičce (přibližně o jednu řadu tlakových senzorů). Navíc s narůstající rychlostí se tento bod často přesouvá ještě více dopředu. U probanda D.M. je začátek této křivky taktéž umístěn oproti J.M. více vpředu, D.M. je ze svých tréninkových jednotek zvyklý běhat spíše úsekové vzdálenosti přes přední část chodidla než běhat kilometry v pomalejším tempu přes patu.

Zajímavý je pohled na vedení křivky centra tlaku. Pokud D.M. neběží na boso, směřuje křivka centra tlaku prakticky nejkratší možnou cestou k místu odrazu bez zásadnější změny směru. Lze tedy říct, že toto vedení je z hlediska účinnosti odrazu a

délky kontaktu s povrchem velmi efektivní. V posledním měření, kdy běžel ale „naboso“ se u něj projevilo v oblasti „středonoží“ mírné překlopení chodidla směrem dovnitř. Znamená to, že proband vedl tzv. běžeckou kolébkou více po vnější straně chodidla, poté došlo k překlopení chodidla a od té chvíle běžec pravděpodobně zahajuje odraz. Podobný průběh můžeme pozorovat u všech tří probandů. Při běhu v jakékoliv botě je od okamžiku prvního kontaktu vedena křivka centra tlaku více či méně efektivně nejkratší možnou cestou k momentu odrazu a při běhu na boso je nejdříve pohyb jakoby zpomalován přes laterální část chodidla, poté dochází k překlopení chodidla ke středu a směřuje k místu odrazu, které se nachází přibližně uprostřed přednoží či mírně k jeho mediálnímu okraji.

Křivka centra tlaku běhu přes přední část chodidla má mnohem kratší trajektorii. Začíná v segmentu laterálního přednoží, klesá více či méně směrem k patě (často i mírně mediálně), poté se stáčí zpět ke špičce. V tu chvíli se z brzdivé části zahajuje k odrazové, která je typická dopředným charakterem směru křivky k místu odrazu. I zde můžeme vidět odchylku a to v několika měřených úsecích u J.M. a D.M. Toto provedení lze vidět např. na obrázcích 19 a 27. Je typické svalovým předpětím (přitažením špičky před odrazem) a tudíž nasazením odrazu co nejdříve po kontaktu se zemí. Křivka centra tlaku tedy prakticky vůbec neklesá k patě, jen se překlápí mediálním směrem a poté zahajuje odraz. Díky tomuto by měl být odraz logicky kratší a zároveň by se při něm měly zaznamenat větší tlaková maxima. Když porovnáme ale délky kontaktů u probandů 1 a 3, kteří se tímto způsobem běhu alespoň jednou projevili, zjistíme, že délka kontaktu se tímto odrazem nezkrátila. To dokládá i tabulka 5. Připomínám, že D.M. se způsobem dokroku s předpětím prezentoval při běhu ve stabilních botách (12 i 16 km/h) a v minimalistických botách (12 km/h), J.M. tímto způsobem běžel ve stabilní obuvi (12 km/h) a naboso (12 i 16 km/h). V tabulce jsou tyto hodnoty zvýrazněny žlutou barvou.

Tabulka č. 5

Délka kontaktu chodidla se zemí v milisekundách jednotlivých probandů

Proband	J.M.			M.T.			D.M.		
Drop obuvi	10 mm	5 mm	0 mm	10 mm	5 mm	0 mm	10 mm	5 mm	0 mm
12 km/h přes patu	216	232	225	280	275	251	233	238	211
12 km/h přes špičku	212	221	215	256	270	247	220	233	213
16 km/h přes patu	195	196	183	229	228	207	197	204	178
16 km/h přes špičku	186	191	183	223	231	198	183	190	179

U J.M. bychom mohli mluvit vždy o kratším kontaktu při technice se svalovým předpětím, paradoxně u atleticky zkušenějšího D.M. se tento způsob odrazu jako rychlejší nejeví. Z hlediska komparace tlakových maxim (tabulka 6) lze rozpoznat, že žlutě podbarvené hodnoty u techniky s předpětím jsou pravděpodobně vyšší, ale protože v tu chvíli nemáme možnost komparovat s technikou běhu přes špičku bez předpětí, nemůžeme říct ani řádově o kolik je tato hodnota vyšší.

K technikám běhu a zaznamenaným tlakům můžeme říci, že při technice dokroku přes přední část chodidla není třeba žádného speciálního tlumení pod oblastí paty. Data ze získaných otisků a hodnot tlaku v této oblasti nepřevyšují ani ty nejnižší hodnoty, které jsme naměřili v jakékoliv botě při technice přes patu. V oblasti přední části nohy je situace ale jiná. Hodnoty tlaků v přednoží sumarizuje tabulka 6.

Tabulka č. 6

Maxima tlaků jednotlivých probandů v kPa v přední části chodidla

Proband	J.M.			M.T.			D.M.		
Drop obuvi	10 mm	5 mm	0 mm	10 mm	5 mm	0 mm	10 mm	5 mm	0 mm
12 km/h přes patu	210	230	305	240	270	368	314	350	404
12 km/h přes špičku	330	337	464	329	329	481	459	437	460
16 km/h přes patu	246	244	363	283	342	441	370	365	381
16 km/h přes špičku	371	360	504	361	349	467	571	385	544

Z této tabulky je viditelné, že v oblasti přednoží jsou maximální hodnoty tlaků vždy vyšší při technice přes přední část chodidla. Nárůst hodnot mezi těmito technikami se pohybuje v rozmezí 2 – 50 %. Nejčastěji však dochází k nárůstu hodnot v této oblasti okolo 20 – 30 %.

4.2.3 Komparace hodnot dle rychlosti běhu

Rychlost běhu je poslední proměnná, podle které jsme chtěli v této práci probandy porovnávat. Došlo zde k zajímavým zjištěním, které se v určitých směrech dala předpokládat, v určitých směrech, ale jsme došli ale k výsledkům, o kterých jsme předpokládali, že zaznamenáme trendy opačného charakteru.

Z tabulek výše jsou při důkladnějším prozkoumání hodnot zřejmé již první tendence. Z tabulky 5 můžeme odvodit, že vyšší rychlost je přímo úměrná s kratší dobou kontaktu chodidla s povrchem. Zrychlením běhu z 12 km/h na 16 km/h se kontakt podrážky s povrchem zkracuje přibližně o 10 – 15 %. Přičemž největšího zrychlení odrazu docílil proband č. 2 při běhu přes patu, který se ale projevoval diametrálně většími hodnotami v době kontaktu než ostatní běžci. Změna doby kontaktu v běhu přes patu ve stabilní obuvi odpovídá hodnotě 18,2 %.

Tabulka 6 hovořící o změnách tlaku v přední části chodidla v průběhu měření a ve změně rychlosti ukazuje skutečnost, že se zvyšující se rychlostí rostou téměř vždy i maximální hodnoty tlaku v této oblasti. K porovnání maximálních hodnot tlaku na patě a jejich změnám se zvýšenou či sníženou rychlostí byla sestavena tabulka 7.

Tabulka č. 7

Maxima tlaku jednotlivých probandů v oblasti paty v kPa

Proband	J.M.			M.T.			D.M.		
	10 mm	5 mm	0 mm	10 mm	5 mm	0 mm	10 mm	5 mm	0 mm
10 km/h	201	198	341	252	198	425	212	201	368
12 km/h	207	206	254	259	212	398	233	187	365
14 km/h	212	235	399	263	223	362	248	226	445
16 km/h	241	259	439	282	193	402	257	235	525

V tabulce jsou zobrazeny samozřejmě jen hodnoty běhu přes patu. Porovnání hodnot na patě při běhu přes špičku by nemělo smysl, neboť byla vždy zatížena jiná část

chodidla a ne vždy došlo k zatížení chodidla v oblasti paty. Z uvedených hodnot můžeme ale snadno odvodit, že podobně jako je tomu u přední části chodidla, tak i na patě dochází vždy k nárůstu maxim tlaku s narůstající rychlostí.

Změny, které nás z hlediska změny rychlosti dále zajímaly, se týkají velikosti zatížené plochy při běhu přes přední část chodidla. Při běhu přes patu byla zatížená oblast vždy konstantní, dle určení způsobu běhu. Pro běh přes přední část chodidla byla sestavena tabulka, která vypovídá o hodnotách zatížených oblastí.

Tabulka č. 8

Zatížená plocha chodidla v cm^2 při běhu přes přední část chodidla

Proband	J.M.			M.T.			D.M.		
	10 mm	5 mm	0 mm	10 mm	5 mm	0 mm	10 mm	5 mm	0 mm
10 km/h	146	154	95	177	166	109	143	120	132
12 km/h	133	145	91	173	174	139	132	152	140
14 km/h	142	142	98	174	178	144	131	148	137
16 km/h	145	148	104	174	177	119	133	155	137

V tabulce jsou vypsány hodnoty ve všech čtyřech měřených rychlostech. Pokud bychom brali v potaz všechny rychlosti, zjistíme, že v 5 případech z 9 dojde k zvětšení zatěžované plochy s rostoucí rychlostí. Pokud budeme brát v tomto případě základní rychlost 10 km/h jako adaptační a nebudeme tyto hodnoty počítat, zjistíme, že k zvětšení zatěžované plochy dojde v 7 případech z 9.

5. Diskuze

Data k tomuto šetření byla získávána technologií Pedar – X od německého výrobce Novell na třech probandech v laboratorních podmínkách vědeckého institutu CASRI. Hodnoty by tedy na základě laboratorních podmínek neměly být zásadně ovlivněny okolními vlivy, které by mohly měření znehodnocovat při práci mimo vybavenou běžickou laboratoř. Je zřejmé, že vnější faktory probandů před měřením jako délka a kvalita spánku, vydatná strava a celková únava nejde při takovéto pilotáži výrazně dobře sjednotit. Při měření v těchto rychlostech a v takovémto objemu by ale neměly rozdíly v těchto složkách hrát významnější roli v získaných hodnotách.

Při sestavování konceptu této diplomové práce jsme si s předpokladem určitých výsledků položili několik výzkumných otázek a upozornili na určité problémové body práce. Postupné získávání hodnot nám napomohlo na tyto otázky nalézt a zformulovat odpovědi, které by bylo samozřejmě vhodné ověřit při zkoumání na větším souboru probandů.

První z položených otázek k výsledkové části této práce byla ta, ve které nás zajímalo, zda se při běhu přes přední část chodidla v této části chodidla získají na stélce vyšší hodnoty tlaku u boty s vyšším dropem než u boty s dropem nižším.

K zodpovězení této otázky byla vytvořena tabulka 6, která dokládá, že obvykle dochází v přední části nohy k nárůstu hodnot maxima tlaku se snižujícím se dropem bez ohledu na rychlost běhu ale pouze při běhu přes patu. Při běhu přes přední část chodidla jsou hodnoty nelineární a nemůžeme tedy mluvit o jakýchkoliv tendencích. Hodnoty tlaku z oblasti přední části chodidla byla nejvyšší při běhu v ponožce, střední v běhu ve stabilní obuvi a nejnižší v botě minimalistické. Krajiní hodnoty dropu naznačují skrz měření všech probandů, že by mělo docházet k zvyšování těchto tlakových maxim, stejně tak, jako je tomu při běhu přes patu. Získané hodnoty, které jsou v botě s dropem 5 mm nižší než v jiné měřené obuvi ale nejsou rozhodně náhodné a sporadické. Nejnižší hodnoty se objevily prakticky ve všech porovnávaných úsecích. To vyvolává otázky k dalšímu zkoumání, čím je tato skutečnost vyvolána. Zda je to kvalitou boty, úpravou techniky běhu v dané botě, kombinací těchto dvou možností, či jiným parametrem, který v této práci nebyl sledován.

Druhá otázka se zaměřovala na komparaci rozložení tlaku v oblasti přednoží při dokroku přes přední část chodidla a při běhu přes patu. Zajímala nás maxima tlaku a velikost více zatěžovaných ploch (počet červených a růžových polí) v přední části chodidla.

Na tuto otázku nám dává odpověď stejná tabulka, která byla použita k otázce první. V přední části chodidla můžeme o maximech tlaku vypovědět, že se změnou techniky došlo k nárůstu maxim tlaku vždy a to bez ohledu na drop boty i na aktuální rychlost. Mezi probandy jsou ale ve velikosti změny značné rozdíly. Nejnižších rozdílů v tomto porovnávání parametru dosáhl proband 2 (M.T.) při běhu v 16 km/h. M.T. svou hobby specializací na dlouhé triatlony v tréninkovém procesu naběhá velké množství kilometrů právě na podobné rychlostní úrovni během přes přední část chodidla. Je tedy pravděpodobné, že na tyto podněty je jeho chodidlo zadaptované a dokáže si tak lépe poradit s rozložením tlaku při této technice a v této rychlosti běhu.

Dalším úkolem k zjištění bylo, zda se při běhu přes přední část chodidla bude zatěžovaná oblast s narůstající rychlostí zmenšovat, zvětšovat, nebo zda vůbec dojde k nějaké změně ve velikosti zatížené oblasti.

K tomuto předpokladu jsme došli na základě úvahy nad během v atletických tretrách. Sprinter totiž (kromě jiné techniky běhu) používá dle pravidel až osmi hřebíků k odrazu, oproti tomu tretra vytrvalostního běžce má hřebů obvykle 5 či 6 a jsou v botě zasazeny o něco blíže ke špičce. Tuto skutečnost jsme chtěli ukázat nejlépe na posledním probandovi který jako jediný tretry pro svoji sportovní činnost využívá, ale pomineme-li adaptační rychlost 10 km/h, nedochází u D.M. prakticky žádným změnám ve velikosti zatížené plochy chodidla. Svoji specializací na 400 m překážek se však v tretrách vždy pohybuje v jiných rychlostech, než byly aplikovány při tomto měření. U ostatních probandů dochází většinou k velmi mírnému zvětšení zatěžované plochy. Vzhledem k velmi malému nárůstu rychlosti (při komparaci vytrvalosti a sprintu) však mohou posloužit už tyto výsledky jako fakt poukazující na jistou tendenci.

Ve čtvrté otázce se řeší, zda se objevují signifikantní interindividuální rozdíly v rozložení tlaku ve stejných botách a za stejné rychlosti.

Z komparací hodnot v tabulkách 6 a 7 můžeme říci, že se objevují s ohledem na hmotnost probandů velmi rozdílné hodnoty maxima tlaku v různých částech měření. Například u D.M. je viditelný rozdíl ve výrazně vyšších hodnotách prakticky na všech úsecích oproti ostatním běžcům a to i za podmínky podobné, nebo nižší hmotnosti. Můžeme tedy tvrdit, že pravděpodobně na základě jeho atletické specializace má jeho běh větší důraz na odraz, který je typický vynaložením většího úsilí a většího tlaku na zatěžovanou část. Proband M.T. měl vzhledem ke své vyšší hmotnosti větší maxima tlaku než první proband J.M., ale při běhu ve svých botách s 5 mm dropem, se projevil hodnotami výrazně nižšími než v jiné obuvi a dokonce i nižšími než ostatní probandi v této botě. Interindividuální rozdíly se objevovaly zejména v technice běhu. U M.T. mluvíme například o jiné reakci na zvýšení rychlosti při běhu přes patu a zejména o nejpomalejší frekvenci běhu. Oproti tomu u J.M. jsme zaznamenali frekvenci nejvyšší. D.M. se při běhu často prezentoval odrazem, který má s během spojený ve své specializaci. Sportovní specializace, kde je výkon u všech probandů podmíněn činností dolních končetin a chodidel, má tedy velmi zásadní vliv na rozdílnost běžecké techniky daného jedince a do jisté míry i na rozložení tlaku při dokroku.

Poslední otázka zněla, zda se bude se zvyšující se rychlostí v daných botách v běhu přes patu objevovat větší maximum tlaku. Odpověď na tuto otázku musíme nejprve rozdělit do dvou částí. Zkoumané oblasti při běhu přes patu byly totiž dvě. Dokroková část paty a odrazová přední část chodidla. Tlaky v oblasti paty objasňuje tabulka 7, ze které lze odvodit, že vyšší rychlost při dokroku vyvolává až na výjimky vyšší hodnoty tlaku v oblasti paty a to ve všech druzích testované obuvi. V oblasti přední části chodidla (tabulka 6) dochází pravděpodobně větším požadavkem na odraz také k nárůstu těchto hodnot. Souhrnně je tedy zřejmé, že vyšší rychlost běhu klade na chodidla vyšší nároky co se připravenosti a odolnosti týče. V použití obuvi jako ochrany chodidla je trend logicky ale opačný. Závodní boty oproti objemovým jsou lehčí, tenčí a s minimem tlumení a mají primárně podporovat výkon a ne poskytovat veškerý komfort a luxus boty objemové. Vzhledem ale k naběhaným kilometrům v závodní obuvi by neměl vzniknout žádný zdravotní problém při jeho rozumném užívání.

Ke srovnání našich výsledků s již provedenými výzkumy v podobě diplomových prací byla zvolena práce Rohulánové (2010). S jejími probandy můžeme porovnávat

hodnoty dosažené při běhu v rychlosti 12 km/h na běžícím páse s nulovým sklonem. Rohulánová měřila také tři probandy, kteří neměli určenou techniku běhu. Jeden proband tak v této rychlosti běžel přes přední část chodidla. Bohužel není z práce autorky zřejmé, v jakém druhu běžecké obuvi byly tyto úseky testovány, vzhledem k masovosti rozšíření stabilní běžecké obuvi ale předpokládáme právě tyto. Jednotlivé hodnoty jsou tedy srovnány vždy s hodnotami ve „stejně“ technice a ve stabilní obuvi.

První proband Rohulánové je nejpodobnější našim probandům, co se tělesné hmotnosti týče. Maximální tlak, který se u tohoto běžce vyskytnul, měl hodnotu 289 kPa, přičemž probandi našeho souboru dosahovali hodnot mezi 210 a 314 kPa. Křivka centra tlaku je také vedena podobně, po vnější straně chodidla s přetočením dovnitř a následným odrazem. Třetí proband Rohulánové, ač hmotností nejlehčí, se úplně vymyká našim hodnotám získaným v rychlosti 12 km/h při běhu přes patu. Naměřená hodnota maximálního tlaku zde překročila hodnotu 400 kPa, bylo to z důvodu špatně fungující klenby nožní. Projevovала se podobným vedením centra tlaku jako D.M. v nižších rychlostech, to znamená od bodu dokroku k bodu odrazu vede nejkratší možná spojnice bez viditelného místa stočení křivky mediálně. Proband Rohulánové, který běžel přes přední část chodidla má oproti našim běžcům výrazně odlišný počátek křivky centra tlaku. Jeho místo dokroku se nachází o dvě až tři řady tlakových senzorů níže než u běžců v této práci. Dosáhl při běhu přes přední část chodidla na hodnoty 366 kPa, o čemž můžeme říct, že stejně jako v prvním případě se nijak neliší od našich výsledků. Těm byly naměřeny hodnoty mezi 329 a 459 kPa. Souhrnně můžeme tedy říci, že srovnatelné výsledky Rohulánové (2010) vykazují podobné hodnoty a tím často podtrhují naznačené tendence, které byly zjištěny v této diplomové práci.

Zatížení tlakových senzorů na vložkách Pedar – X při rovnoměrném běhu zkoumal dříve i Gerych (2009). V jeho práci také nebyla předem určena technika běhu, záleželo tedy na běžci, jakou sám zvolí. Jeden z probandů v této práci zvolil techniku přes přední část chodidla, zbytek souboru běžel tzv. přes patu. Hodnoty zjištěné v práci Gerycha se nijak výrazně neliší od komparovaných hodnot probandů v této práci.

6. Závěr

Primárním cílem této diplomové práce bylo zaznamenávání změn v běžeckých botách při změně sklonu podrážky od paty ke špičce pomocí systému Pedar - X, interpretace hodnot a jejich následné porovnání na základě jednotlivých proměnných. Sekundárními cíli bylo porovnání hodnot v rámci daného probanda a následně v rámci celého souboru testovaných běžců mezi sebou.

Vzhledem k charakteru práce a způsobu zisku dat jsme si stanovili problémové body práce a pokusili jsme se na ně nalézt odpovědi. Problémové body této práce nesou podobu heterogenity souboru v běžecké zkušenosti a vyšší nároky na přední část chodidla při odrazu ve vyšší rychlosti běhu.

Cíle i úkoly práce byly splněny a skrze výsledkovou část byly přiblíženy získané hodnoty potřebné k zodpovězení dříve položených otázek. Ty jsou pro snazší orientaci ještě vytčeny v diskuzi a zopakovány zde. Porovnáním získaných hodnot jsme dospěli k následujícím závěrům. Při běhu přes patu dochází v oblasti přední části chodidla ke zvýšení tlaku vždy se snižujícím se dropem. Můžeme tedy tvrdit, že v tomto případě platí, že čím více materiálu je pod přední částí chodidla, tím lépe dochází k rozložení tlaku a tlumení jeho maximálních hodnot. Při běhu přes přední část chodidla se tato skutečnost ale nepotvrdila.

Technika běhu přes patu se projevila menšími hodnotami maxima tlaku v oblasti přední části chodidla než technika běhu přes přední část chodidla. Vzhledem k porovnání hodnot daných běžeckých technik vždy ve stejné rychlosti tento fakt poukazuje na to, že pro chodidlo je mnohem náročnější absorbovat tlaky vznikající při dokroku než minimalizovat tlaky vznikající při odrazu.

Se zvyšující se rychlostí dochází k zatížení větší plochy chodidla. Tato skutečnost je samozřejmě spojená s během přes přední část chodidla, neboť při běhu přes patu je v kontaktu se zemí postupně celé chodidlo. Fakt, že se zatěžovaná oblast zvětšuje s narůstající rychlostí, zde obvykle platí nezávisle na tom, jak velká část byla zatížena při „základní rychlosti“.

Se zvyšující se rychlostí dochází k nárůstu hodnot maxima tlaku v botě a to v oblasti paty i v oblasti přední části chodidla. Náročnost vyšší rychlosti na připravenost pohybového aparátu je tedy zřejmá. Hodnoty tak mohou posloužit trenérům pro

upevnění názoru, že nelze přeskočit z nejnižších (objemových) rychlostí do maximálního úsilí na výrazně kratší vzdálenosti bez adekvátní adaptační fáze na tuto změnu nebo bez vysokého rizika vystavení sportovce zranění.

Změna proměnných při měření vyvolává u probandů různé specializace a výkonnosti rozdílné reakce. Tento poznatek je na první pohled zřejmý ale rozhodně není vhodné ho přehlédnout. V případě následného širšího zkoumání reakcí v podobných výzkumech, který je zaměřen na vnější podmínky a ne na běžce samotného, bude vhodné sestavit soubor probandů v co nejpestřejší škále výkonnosti, sportovní specializace, hmotnosti sportovního a nesportovního vzorku populace.

Díky včasné konzultaci samotného měření ve vědecké laboratoři CASRI a synchronizaci parametrů jednotlivých měření bylo možné získané hodnoty komparovat s již provedenými pracemi. Byla zde uvedena práce Rohulánové (2010), která se zabývala změnami hodnot a technik běhu při různém sklonu běhátka a stejně tak byla zmíněna i diplomová práce Gerycha (2009), který porovnával změny tlaku u výkonnostních běžců a triatlonistů. Z hlediska technického provedení nejsou tyto vybrané práce samozřejmě jediné, které se podobají této pilotáži. Je vhodné zmínit například práci Musila (2012), který systémem Pedar – X popisoval činnost atletů – překážkářů při přeběhu překážky. V poslední době se podobnou tematikou avšak jinými technologiemi ve své práci zabýval Novák (2014), který 3D analýzou porovnával změnu postavení kloubů dolních končetin při změně dropu běžecké obuvi.

Závěry z této práce lze do praxe převést několika způsoby a věříme, že každý běžec či trenér si najde ten svůj. Trenéři by neměli pospíchat při změně techniky svých svěřenců a klást velký důraz na postupnou adaptaci zatěžovaných partií. Je vhodné brát v takové chvíli od běžce zpětnou vazbu s důrazem na jakékoliv bolesti či neobvyklé pocity v namáhaných oblastech. Běžci mohou v této práci najít návod, jak vybrat k vlastnímu běžeckému stylu běžeckou obuv, která mu bude oporou na takovém stupni, který si běžec sám přeje.

7. Literatura

7.1 Knižní publikace

1. BALATKA, Jan. *Kineziologie pro posluchače tělesné výchovy I*. Hradec Králové: Gaudeamus, Univerzita HK, Katedra tělesné výchovy a sportu Pedagogické fakulty, 2002. 181 s. ISBN: 80-7041-928-8.
2. BEHNKE, Robert S. *Kinetic anatomy*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c2006 xi. 268 s. ISBN 978-0-7360-5909-1.
3. *Běh a maraton: úplný průvodce*. Vyd. 1. Praha: Knižní klub, 2014. 192 s. ISBN 978-80-242-4329-0.
4. BOSCH, Frans, Ronald KLOMP. *Running: biomechanics and exercise physiology applied in practice*. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone, c2005. x, 413 s. ISBN 0-443-07441-0.
5. ČIHÁK, Radomír a Miloš GRIM. *Anatomie*. 2., uprav. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
6. DOSTÁL, Emil. *Běh pro zdraví: návod pro zlepšení zdraví a proti předčasnému stárnutí*. [1. vyd.]. Praha: Olympia, 1974. 187 s.
7. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
8. FRANKLIN, Eric. *Dynamic alignment through imagery*. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics, c2012. xv, 428 s. ISBN 978-0-7360-6789-8.
9. GALLOWAY, Jeff. *Galloway's marathon FAQ: over 100 of the most frequently asked questions*. Aachen: Meyer&Meyer, 2009. 196 s. ISBN 978-1-84126-266-6.
10. GAMBETTA, Vern. *Athletic development: the art & science of functional sports conditioning*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2007. 299 s. ISBN 978-0-7360-5100-2.
11. GERYCH, David. *Vyhodnocení tlakových změn v průběhu oporové fáze běhu u výkonnostních běžců a triatlonistů* [online]. Praha, 2009. Vedoucí práce Josef Horčic.
12. HAMILL, Joseph a Kathleen M KNUTZEN. *Biomechanical basis of human movement*. Suite: Williams & Wilkins, 1995. 532 s. ISBN 0-683-03863-x.

13. KUČERA, Vladimír a Zdeněk TRUKSA. *Běhy na střední a dlouhé tratě*. 1. vyd. Praha: Olympia, 2000. 287 s. ISBN 80-7033-324-3.
14. LUŽA, Jiří. *Technika atletických disciplín*. [1. vyd.]. Brno: Masarykova univerzita, 1995. 78 s. ISBN 80-210-1127-0.
15. LYDIARD, Arthur L. *Distance training for masters*. Oxford: Meyer & Meyer, 2000. 129 s. ISBN 1-84126-018-5.
16. LYDIARD, Arthur. *Running to the top*. 2nd ed. Aachen: Meyer & Meyer, 2007. 184 s. ISBN 978-3-89124-440-1.
17. MUSIL, Daniel. *Komparace oporové fáze při odrazu a dokroku za překážkou v bězích na 110 m překážek a 400 m překážek* [online]. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2012. 79 s. Vedoucí práce Vladimír Hojka.
18. NEUMANN, Georg a Kuno HOTTENROTT. *Das Grosse Buch vom Laufen*. Aachen: Meyer & Meyer, 2002. 566 s. ISBN 3-89124-911-x.
19. NOVÁK, Čestmír. *Vliv použité běžecké obuvi na kinematiku dolních končetin a pánve v průběhu oporové fáze běhu* [online]. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2014. 96 s. Vedoucí práce Jitka Malá.
20. PRUKNER, Vítězslav a Iva MACHOVÁ. *Didaktika školní atletiky*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. 111 s. ISBN 978-80-244-2757-7.
21. PULEO, Joe a Patrick MILROY. *Running anatomy*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2010. 188 s. ISBN 978-0-7360-8230-3.
22. PULEO, Joe a Patrick MILROY. *Běhání - anatomie*. 1. vyd. Brno: CPress, 2014. 182 s. ISBN 978-80-264-0358-6.
23. ROBERTS, Matt. *Začni běhat*. Praha: Slovart, 2014. 192 s. ISBN 978-80-7391-803-3.
24. ROHULÁNOVÁ, Anna. *Sledování reakce chodidla oporové nohy na různé změny sklonu běžeckého pásu* [online]. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2010. 97 s. Vedoucí práce Aleš Kaplan.
25. SRDEČNÝ, Vojmír. *Tělesná výchova zdravotně oslabených*. 2. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1982. 253 s.
26. STEFFNY, Herbert a Ulrich PRAMANN. *Běh pro zdraví*. Praha: Ikar, 2003. 223 s. ISBN 80-249-0163-3.

27. ŠKORPIL, Miloš. *Škorpilova škola běhu*. Praha: Mladá Fronta, 2014. 290 s. ISBN 978-80-204-3290-2
28. TVRZNÍK, Aleš a Libor SOUMAR. *Běhání: od joggingu po maraton*. 1. vyd. Praha: Grada, 1999. 113 s. ISBN 80-7169-858-x.
29. TVRZNÍK, Aleš a Libor SOUMAR. *Jogging: běhání pro zdraví, kondici i redukci váhy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004. 101 s. ISBN 80-247-0714-4.
30. TVRZNÍK, Aleš, SOUMAR, Libor, SOULEK, Ivan. *Běhání: rozvoj a udržení kondice, zvyšování výkonnosti*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004. 109 s. ISBN 80-247-0715-2.
31. TVRZNÍK, Aleš, ŠKORPIL, Miloš, SOUMAR, Libor. *Běhání od joggingu po maratón*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 2006. 248 s. ISBN 80-247-1220-2.
32. TVRZNÍK, Aleš a Libor SOUMAR. *Běhání*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012. 192 s. ISBN 978-80-247-3934-2.
33. TVRZNÍK, Aleš a David GERYCH. *Velká kniha běhání*. 1. vyd. Praha: Grada, 2014. 311 s. ISBN 978-80-247-4872-6.
34. VINDUŠKOVÁ, Jitka. *Abeceda atletického trenéra*. 1. vyd. Praha: Olympia, 2003. 283 s. ISBN 80-7033-770-2.
35. WILT, Fred. *Run, run, run*. 5. vyd. Los Altos, Calif.: Track & Field News, 1971. 281 s. ISBN 0-911520-08-2.
36. WÖLLZENMÜLLER, Franz. *Běhání*. České Budějovice: Kopp, 2006. 128 s. ISBN 80-7232-282-6.

7.2 Internetové zdroje

1. Barefoot Running Versus Traditional Running Shoes - Healthy Innovations. [online]. 2014-12-16 [cit. 2015-01-29]. Dostupné z: [wwwhttp://healthyinnovations.com.au/barefoot-running-versus-traditional-running-shoes/](http://healthyinnovations.com.au/barefoot-running-versus-traditional-running-shoes/)

2. BENDO VÁ, Věra. Máte ploché nohy? Co s tím? (II.) [online]. 2011-06-16 [cit. 2015-01-31]. Dostupné z: <http://medicina.ronnie.cz/c-8828-mate-ploche-nohy-co-s-tim-ii.html>
3. BERNACIKOVÁ, Martina, Základy sportovní kineziologie | Fakulta sportovních studií. [online]. c2010, [cit. 2015-02-07]. Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/beh.html>
4. Body In Motion: Physiotherapist, Physio, Sports Massage Bournemouth. [online]. 2010 [cit. 2015-02-02]. Dostupné z: <http://www.bodyinmotion.co.uk/home/>
5. Neoprenové boty Flexi | HIKO SPORT [online]. 2015 [cit. 2015-03-01]. Dostupné z: <http://www.hiko.cz/flexi-48>
6. OTÁHAL, Jan. Funkční anatomie pohybového aparátu [online]. c1998, [cit. 2015-01-20]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/>
7. PERL, P. Daniel, DAOUD, I. Adam, LIEBERMAN, E. Daniel. Effects of Footwear and Strike Type on Running Economy. [online]. 2012 [cit. 2015-02-09]. Dostupné z: <http://www.fas.harvard.edu/~skeleton/pdfs/2012a.pdf>
8. ŠKORPIL, Miloš. Běžecský styl v novém hávu. Přestaň být skokanem, staň se běžcem!. [online]. 2015-03-16 [cit. 2015-03-16]. Dostupné z: <http://www.bezeckaskola.cz/clanek-3447-bezecky-styl-v-novem-havu-prestan-byt-skokanem-stan-se-bezcem.html>
9. What is natural running [online]. c2014, [cit. 2015-02-08]. Dostupné z: <http://www.salmingrunning.cz/pdf/what-is-natural-running-cz.pdf>

7.3 Internetové adresy

1. www.nike.com/cz/en_gb/
2. www.novel.de
3. www.runningwarehouse.com